

Klinische und radiologische Ergebnisse nach Implantation einer  
justierbaren Humerusschaftprothese und eines zementierten  
PE-Glenoids mit zwei inline Pegs

- Prospektive Studie mit einer durchschnittlichen  
Nachuntersuchungszeit von 5 Jahren -

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Maik Andreas Braunke  
geboren am 04. Januar 1975 in Friedrichroda

**Gutachter:**

1. Gutachter: Prof. Dr. Gunther O. Hofmann, Jena
2. Gutachter: Prof. Dr. Georg Matziolis, Eisenberg
3. Gutachter: Prof. Dr. Harry R. Merk, Greifswald

Tag der öffentlichen Verteidigung: 16.06.2015

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>IV</b>
<b>1. Zusammenfassung</b>	<b>5</b>
<b>2. Einleitung</b>	<b>8</b>
<b>3. Ziele der Arbeit</b>	<b>19</b>
<b>4. Methodik</b>	<b>20</b>
4.1. Studiendesign	20
4.2. Patientenkollektiv	20
4.3. Affinis-Schultertotalendoprothese	21
4.3.1. Das Schaftmodul	21
4.3.2. Die Glenoidkomponente	23
4.3.3. Die Kopfkalotte	24
4.4. Indikationen	24
4.5. Klinische Befunderhebung und Constant-Score	25
4.6. Radiologische Befunderhebung	30
4.6.1. RLL zur Nachuntersuchung im Bereich des Schaftes	31
4.6.2. Präoperative Klassifikation nach Walch	31
4.6.3. Häufigkeit und Stärken der RLL im Bereich des Glenoides, RLL-Score nach Molé	32
4.6.4. RLL-Score nach Lazarus	34
4.6.5. Vergleich der RLL im Verlauf des Untersuchungszeitraums	34
4.7. Operationstechnik und Nachbehandlung	34
4.7.1. Operationstechnik	34
4.7.2. Nachbehandlung	38
4.8. Statistische Auswertung	38

<b>5.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>40</b>
5.1.	Entwicklung des Constant-Scores im Verlauf der Untersuchungsperiode in der Gesamtgruppe	40
5.2.	Constant-Score in Abhängigkeit von den Grunderkrankungen	41
5.3.	Korrigierter Constant-Score im Vergleich zementierte und unzementierte Schaftkomponente	45
5.4.	Ergebnisse der einzelnen Komponenten des Constant-Scores	47
5.4.1.	Isometrische Kraft	47
5.4.2.	Subjektive Zufriedenheit	48
5.4.3.	Aktiver Bewegungsumfang des Schultergelenkes	53
5.5.	Vergleich des Constant-Scores zwischen einer NU-Zeit von unter oder gleich 5 Jahren und einer NU-Zeit von über 5 Jahren	57
5.6.	Radiologische Ergebnisse	57
5.6.1.	Schaftkomponente	57
5.6.2.	Präoperative Beurteilung der Glenoidform nach Walch	58
5.6.3.	RLL-Messung unmittelbar postoperativ am Glenoid	60
5.6.4.	Häufigkeit und Ausprägung der RLL am Glenoid (zur NU)	60
5.6.5.	RLL-Score nach Molé am Glenoid (zur NU)	62
5.6.6.	RLL-Score nach Lazarus (zur NU)	63
5.6.7.	RLL-Vergleich direkt postoperativ und zur Nachuntersuchung	64
5.6.8.	RLL im Verhältnis zu den Glenoid-Typen nach Walch	65
5.6.9.	Verhältnis zwischen den RLL zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung und dem Constant-Score	66
5.6.10.	Auftreten von RLL am Glenoid in Abhängigkeit von der Nachuntersuchungszeit	67
5.7.	Projektionen der Rotationszentren in die Resektionsebene	68
5.8.	Komplikationen	69



<b>6.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>70</b>
<b>7.</b>	<b>Schlussfolgerungen</b>	<b>89</b>
<b>8.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>91</b>
<b>9.</b>	<b>Anhang</b>	<b>104</b>
9.1.	Abbildungsverzeichnis	104
9.2.	Tabellenverzeichnis	107
9.3.	Untersuchungsbögen	109
9.4.	Lebenslauf	118
9.5.	Danksagung	120
9.6.	Ehrenwörtliche Erklärung	121

## **Abkürzungsverzeichnis**

a.p.	anterior/posterior
AOA	Australian Orthopaedic Association, Australischer Orthopäden Verband
ASES	American Shoulder and Elbow Surgeons, Amerikanische Gesellschaft für Schulter- und Ellenbogenchirurgie
AVN	Avaskuläre Humeruskopfnekrose
CS	Constant-Score
CT	Computertomographie
Fr.	Fracture
HDP	high-density-Polyethylen
HK	Humeruskopf
HKP	Humeruskopfundoprothese
kg	Kilogramm
L	Lumbalsegment
M.	Musculus, lateinisch für Muskel
Mm.	Musculi
mm	Millimeter
MVS	Modulares Vario-Schulterssystem
N.	Nervus
n	Anzahl
NU	Nachuntersuchung
PE	Polyethylen
p.o.	postoperativ
RLL	radiolucent lines
RM	Rotatorenmanschette
SD	Standardabweichung
SST	Simple-Shoulder-Test
STEP	Schultertotalendoprothese
Th	Thorakalsegment, lateinisch für Brustwirbelsegment
VAS	Visuelle Analog-Skala
WHO	World Health Organisation

## 1. Zusammenfassung

Im Rahmen der Entwicklung von Schultertotalendoprothesen ist die Problematik der Standfestigkeit der Glenoidkomponente noch nicht gelöst. Dieses Problem limitiert die Haltbarkeit der gesamten Prothese. Deshalb liegt in dieser prospektiven Verlaufsanalyse neben der Erfassung der mittelfristigen klinischen Ergebnisse und der Integration des Prothesenschaftes der Schwerpunkt der Untersuchung speziell auf der radiologischen Integration der verwendeten Glenoidkomponente.

Die Untersuchung umfasst 53 Patienten mit insgesamt 57 operierten Schultern, denen in der Zeit von Juli 2003 bis Februar 2008 in der Orthopädischen Klinik des Marienstiftes Arnstadt eine anatomische Affinis-Schulterendoprothese mit Glenoidersatz implantiert wurde. Die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit der Gesamtpatientengruppe lag bei 59,5 Monaten (48,7 - 92,5 Monate). Das Durchschnittsalter der 18 Männer und 35 Frauen betrug 65,1 Jahre (38,4 - 79,8 Jahre). Anhand der präoperativen Röntgenaufnahmen erfolgte eine Typisierung der Glenoide entsprechend der Klassifikation nach Walch.

Die klinischen Nachuntersuchungsergebnisse wurden anhand eines standardisierten, Constant-Score gestützten Untersuchungsbogens (siehe Anhang) ausgewertet. Dabei werden die Ergebnisse abhängig von ihrer Diagnose, im Einzelnen primäre Omarthrose, posttraumatische Omarthrose, fehlverheilte Fraktur (Fracture sequelae), Rheumatoidarthritis, Instabilitätsarthropathie und verschiedene andere Grunderkrankungen beurteilt.

Die postoperativen Röntgenaufnahmen und Röntgenaufnahmen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung dienten zur Bestimmung von Lockerungs- und Migrationszeichen, speziell aber der Radiolucent lines (RLL). Diese wurden in ihrer Lokalisation und Ausprägung beurteilt. Zusätzlich erfolgte eine Beurteilung entsprechend der Einteilung nach Lazarus sowie dem RLL-Score nach Molé.

Es konnte bei allen Studienteilnehmern eine signifikante Verbesserung in den einzelnen Score-Wertungen und im Bewegungsausmaß festgestellt werden. Im alters- und geschlechtsgewichteten Constant-Score zeigte sich ein Anstieg von durchschnittlich 28,3 % präoperativ auf 85,7 % zur NU. Es konnte kein

signifikanter Unterschied in den Ergebnissen des CS bezüglich des Geschlechtes oder der Verwendung eines zementierten versus unzementierten Schaftes gezeigt werden. Die in früheren Studien nachgewiesenen Zusammenhänge von Grunderkrankung und Ergebnis im CS konnten bestätigt werden.

Die Analyse der Lage der Rotationszentren zeigte eine breite Verteilung. Die technisch möglichen Einstellungen des Doppelexzcenters wurden somit genutzt, um eine exakte Anpassung an das anatomische Rotationszentrum des Schultergelenkes zu ermöglichen.

Im Schaftbereich der Prothese waren in weniger als 5 % der Fälle RLL nachweisbar. Eine Lockerungstendenz oder gar die Notwendigkeit zu einer Revision bestand in keinem einzigen Fall.

Am Glenoid betrug die RLL-Rate für die Pegs 2,1 % und für die Basisplatte 72 %. Sie war nur vereinzelt stärker als 1 mm. Direkt postoperativ waren bereits in 43,6 % der Fälle RLL zu verzeichnen. Diese waren fast ausschließlich unter der Basisplatte, aber nicht an den Pegs lokalisiert. Diese zeigten bis zur Nachuntersuchung keine oder nur eine geringe Zunahme. Weiterhin konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen RLL und der Glenoidklassifikation nach Walch gezeigt werden ( $p$ -Wert = 0,017). Bei Typ A1 zeigten sich keine RLL, bei Typ A2 waren in 54,5 %, bei Typ B1 in 60 %, bei Typ B2 in 87,5 % und bei Typ C in 100 % der Fälle RLL nachweisbar.

In der Einteilung nach Lazarus war nur in einem Fall Grad 1 erreicht, alle anderen hatten den Grad 0, da an den Pegs keine bzw. kaum RLL nachzuweisen waren. Im RLL-Score nach Molé wurden maximal 5 Punkte in der Summation aller Zonen erreicht. Die maximale Punktzahl in einer Zone betrug 2 Punkte, da keine RLL über 2 mm Breite registriert wurden. Beide Scores sprechen folglich für eine sehr geringe Lockerungstendenz des Affinis-Glenoids. Es erfolgte nur in einem Fall, bei einem Patienten mit chronischer Polyarthrit, eine Revision wegen einer Glenoidlockerung, dies entspricht 1,8 % in Bezug auf die Gesamtgruppe.

Bei 6 Patienten traten Komplikationen auf. In 4 Fällen kam es nach Therapie der Komplikation zur Ausheilung ohne Einschränkungen, dazu zählten ein infiziertes oberflächliches Hämatom, eine Plexus-brachialis-Irritation, eine Schulterluxation und eine Rotatorenmanschettenruptur. Ein Patient hatte eine Glenoidlockerung,

die eine ersatzlose Glenoidentfernung erforderlich machte. Bei einem Patienten entwickelte sich ein Spätinfekt, der einen zweizeitigen Wechsel auf eine inverse Prothese erforderte. Die Komplikationsrate beträgt somit 11,3 % mit einer Revisionsrate von 9,4 %.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigten sowohl für die Gesamtpatientengruppe als auch für die einzelnen Diagnosegruppen radiologisch und klinisch sehr gute Ergebnisse, die auf vergleichbarem Niveau mit den Angaben in der Literatur für moderne Schultertotalendoprothesen liegen. Im Unterschied zu anderen Publikationen ist insbesondere die gute Integration des Glenoids über die Pegs im mittelfristigen Verlauf über 5 Jahre hervorzuheben. Außerdem zeigte die Analyse der Lage der Rotationszentren die Notwendigkeit der Verwendung eines justierbaren Prothesensystems.

Auf Grund der Ergebnisse kann die weitere Implantation dieser Prothese empfohlen werden.

## 2. Einleitung

Der Ursprung unserer heutigen Endoprothetik liegt in den theoretischen Vorarbeiten von Themistocles Gluck (1853 – 1942). Der in Rumänien geborene Arzt hatte seine medizinische Ausbildung in Leipzig und Berlin absolviert. Nach einer Reihe von Tierversuchen entwickelte Themistocles Gluck mehrere Konzepte für einen künstlichen Gelenkersatz der großen Körpergelenke. Die verwendeten Materialien waren tierischen Ursprungs, wie Kadaverknochen und Elfenbein. Insgesamt realisierte er seit 1890 fünf Gelenkersatzoperationen (Knie, Handgelenk, Ellenbogen), die detailliert beschrieben wurden [Wessinghage 1991]. Unter den implantierten und dokumentierten Prothesen befand sich keine Schulterprothese, Gluck entwarf 1891 aber auch eine erste Schulterprothese, bei der sowohl die Humerus- als auch die Glenoidkomponente aus Elfenbein bestand. Eine Implantation dieses Modells am Menschen wurde in der Literatur jedoch nicht erwähnt [Loew 2010].

Der erste dokumentierte künstliche Schultergelenkersatz am Menschen wurde am 11. März 1893 von dem französischen Chirurgen Jules Emile Péan (1830 – 1898) in Paris vorgenommen und im folgenden Jahr veröffentlicht [Péan 1894]. Péan implantierte einem 37-jährigen Patienten mit einem tuberkulösen Prozess im Bereich des proximalen Humerus eine „gekoppelte“ Prothese, die von dem Dentisten J. Porter Michaels angefertigt worden war. Der Prothesenschaft bestand aus einem offenen Platinzylinder, der an die Kortikalis der Humerusdiaphyse geschraubt wurde und mehrere Löcher aufwies, um Periost und Muskulatur zu befestigen. Der Kopf bestand aus einer Hartgummikugel. Diese wurde durch 2 Metallstreifen aus Platin gefast und einerseits am Prothesenschaft, andererseits am Skapulahals fixiert. Angeblich war der Operationserfolg zunächst zufriedenstellend. Es gelang jedoch nicht, die tuberkulöse Infektion zur Ausheilung zu bringen, so dass eine chronische Fistelung nach 2 Jahren zur Explantation der Prothese zwang [Bankes 1995].

In Deutschland wurde 1914 durch den Marburger Chirurgen F. König (1928 Präsident der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie) [König 1914] die erste Humeruskopfprothese aus Elfenbein implantiert.

Bis Anfang der fünfziger Jahre des letzten Jahrhunderts konnten keine Fortschritte bei der Implantation von Schulterprothesen in der Fachliteratur verzeichnet werden. Einzelne Versorgungen mit Prothesen waren als Ultima Ratio ohne Erfolg. Dies lag an dem hohen Infektionsrisiko und der frühen Lockerung der Implantate [Loew 2010].

Der erste moderne Schultergelenkersatz wurde 1953 von Charles Neer mit einer Hemiendoprothese für den Humeruskopfersatz bei Fraktur vorgestellt. Eine Behandlungsserie von 12 Patienten mit erlittener Humeruskopffraktur oder einer Luxationsfraktur wurde zwei Jahre später von ihm veröffentlicht [Neer 1955]. Diese Prothese wurde von ihm weiter entwickelt. Er passte sie der Gelenkgeometrie an und verwendete erst drei, dann fünf verschiedene Größen im Schaftbereich. Um das Einwachsen der Spongiosa in den Prothesenschaft zu verbessern und um eine bessere Fixierung zu ermöglichen, waren Löcher vorgesehen. Die Rotationsstabilität sollte durch einen dreieckförmigen Schaft und Finnen im metaphysären Bereich erzielt werden [Loew 2010]. In der weiteren Entwicklung wurde die Neer-Prothese 1973 um einen Pfannenersatz aus Polyethylen erweitert. Dieser hatte exakt den gleichen Krümmungsradius wie der Prothesenkopf [Neer 1974]. Ermöglicht wurde die Verwendung von high-density-Polyethylen (HDP) durch ein neues Verankerungssystem, den medizinischen Knochenzement. Die Einführung des zementierten Gelenkersatzes in die Orthopädie verdanken wir McKee und Charnley. Im Jahr 1960 implantierte McKee zum ersten Mal eine Metall-Metall-Hüfttotalprothese. Durch Charnley erfolgte im selben Jahr der Einbau mit der Kombination aus Metallkopf und Polyethylenpfanne im Rahmen des Konzeptes der „Low-Friction-Arthroplasty“ [Charnley 1961].

Zur selben Zeit arbeiteten verschiedene Entwickler an der Verbesserung der Schulterprothesen. R. Mathys entwarf 1970 eine Kunststoffprothese aus Polyazetalharz zum Ersatz des proximalen Humerusendes bei Frakturen und Tumoren. Diese „isoelastischen“ Implantate bestanden aus einem rundlichen Kopf und einer zentralen Stärkung durch einen Metalldraht sowie einem konisch zulaufenden Prothesenstiel, in dessen Vertiefungen Knochen einwachsen sollte [Mathys 1973]. Diese Prothese wurde bis in die 90er Jahre verwendet, hatte aber wegen der fehlenden Integration der Rotatorenmanschette im Wesentlichen eine Platzhalterfunktion. Die funktionellen Resultate waren unbefriedigend [Loew 2010].

Insgesamt zählen diese Monoblock-Implantate zur ersten Generation der Schulterendoprothesen.

Die zweite Generation wurde mit dem Ziel einer besseren individuellen Annäherung an die Anatomie durch einen modularen Aufbau der unterschiedlichen Schaft- und Kopfkomponten entwickelt. Dies war bereits im Neer-Konzept begonnen worden. Die Möglichkeit der Kombination unterschiedlicher Kopf- und Schaftgrößen führte zur Vereinfachung des operativen Vorgehens und einer besseren Anpassung an die anatomische Situation [McCoy 1989, Pollock 1995, Torchia 1997].

Die erste Schulterprothese der dritten Generation war die Aequalis-Prothese, die von Boileau und Walch 1993 vorgestellt wurde [Boileau 1997]. Diese zeichnet sich durch eine bessere Anpassung an die Anatomie der Schulter aus, da sie eine Einstellung des Inklinationwinkels zwischen 125° und 140° in 5°-Schritten und eine exzentrische Fixierung der Kopfkalotte auf dem Winkeladapter ermöglichte [Boileau 1999]. Dadurch kann mit diesem System die individuelle Resektionsebene des Humeruskopfes fast immer genutzt und die Einstellung des Drehzentrums nach medial und dorsal meist ermöglicht werden [Neer 1990].

Hier setzten auch die moderneren Schulterprothesen Mitte der 90iger Jahre an. Es erfolgte eine weitere Verbesserung der Anpassung an die jeweiligen anatomischen Gegebenheiten. Nun fehlte noch der 3. Freiheitsgrad, die Torsion zwischen Schaft und Kalotte. Die bis dahin schon bestehenden Einstellmöglichkeiten des Inklinationwinkels und der Exzentrizität wurden durch eine stufenlose Einstellung erweitert [Boileau 2006].

Neben dem variablen Inklinationwinkel ist die Notwendigkeit für derartig justierbare Prothese vor allem in der Versetzung nach medial und dorsal zu sehen [Boileau 1997, Boileau 1999, Heers 2001, Hertel 2002]. Dies wird als mediales und dorsales bzw. kombiniertes Offset bezeichnet [Irlenbusch 2011, Kilic 2011]. Mit modernen justierbaren Prothesen kann die komplizierte Anatomie des proximalen Humerus weitgehend rekonstruiert werden.

Die Entwicklung von Glenoidkomponenten erfolgte erst sekundär, da die ersten Prothesen, wie bereits erwähnt, für die Frakturversorgung entwickelt wurden. Als



erste Totalprothese ist die Stanmore-Schulter anzusehen, die im Jahr 1969 von Lettin und Scales entwickelt wurde. Die Glenoidkomponente zeichnete sich durch eine Chrom-Kobalt-Legierung aus, die mit Metallzapfen im Glenoid verankert wurde. Die Krümmungsradien des Kopfes und der Pfanne waren gleich groß und somit formschlüssig. Die Monoblockschaftkomponente bestand aus dem gleichen Material und bildete eine Metall-Metall-Gleitpaarung mit der Pfanne. Um die drohende Luxationsgefahr des Gelenkes zu reduzieren, wurde später ein Kunststoff-Inlay mit einem Schnapping ergänzt. Die auf das Glenoid wirkenden Scherkräfte und Hebelwirkungen führten zu einer hohen Lockerungsrate [Lettin 1982]. Im Jahr 1970 wurde die erste reine Polyethylenpfanne für das Schulterendoprothesen-Modell BME von Zippel entworfen. Diese hatte den gleichen Konstruktionsansatz, das heißt die Realisierung mittels des Prinzips des Kugelgelenkes und der Befestigung am Glenoid über Schrauben. Der Prothesenschaft war mit einem sphärischen Kopf aus Metall versehen. Ein Sprengring diente zur Antiluxationssicherung [Zippel 1975]. Auch hier zeigte sich die Skapulafixation als nicht ausreichend und führte häufig zum Prothesenversagen.

Aus Gründen des Platzangebotes und der Lage des anatomischen Drehmomentes propagierten Reeves und Jobbins [1974] eine Umkehr von Kopf und Pfanne in Form der „Leeds-Schulterprothese“. Von gleicher Konzeption sind die Prothesen von Kölbel et al. [1977] und Kessel 1982. Hierbei wird die geräumige Gelenkpfanne im Humerusschaft und die kleinere Kopfkomponente an der Skapula fixiert. Die mechanische Koppelung erfolgt über einen Schnappeffekt [Jerosch 2002]. Auch bei diesen Prothesenmodellen, den „inversen“ Prothesen, zeigten sich eine häufige Lockerung und Ausbrüche aus der Skapula mit einer hohen Revisionsrate in den ersten 5 Jahren [Broström1992]. Die von Grammont entwickelte inverse Delta-Prothese, mit einer Verlagerung des Drehzentrums nach caudal und medial, führte ab 1981 zu einer deutlichen Verbesserung der Standzeiten. Die Scherkräfte und Hebelwirkungen und damit auch die Belastung auf die Glenoidkomponente konnten deutlich reduziert werden [Grammont 1987]. Die Indikation für die Implantation einer inversen Schulterprothese besteht im Wesentlichen bei einem irreparablen Rotatorenmanschettenmassendefekt, wobei die Ursache dieses Defektes degenerativer Art, Folge eines Traumas, eines

Tumors oder durch eine Erkrankung aus dem rheumatischen Formenkreis bedingt sein kann [Irlenbusch 2008, Irlenbusch 2010, Smith 2012].

Die Neer-I-Humeruskopfprothese wurde 1974 von Engelbrecht und Stellbrink weiter entwickelt zur Prothese „St. Georg“. Diese bestand aus dem ursprünglichen Schaftdesign aus einer Chrom-Kobalt-Legierung und einer Pfanne aus Polyethylen (PE) [Siegel 1977]. Im gleichen Zeitraum entwickelte Neer eigene zementierbare PE-Glenoide mit identischem Kopf- und Pfannenradius. Später folgte ein PE-Glenoid mit Metallrückfläche, welches ebenfalls zementierbar war. Diese Prothesen hatten alle kurze Standzeiten auf Grund einer frühen Glenoidlockerung [Neer 1974]. Ein noch nicht gelöstes Problem stellte der gleiche Krümmungsradius von Prothesenkopf und Glenoid dar, der zu einer erhöhten Pfannenlockerung führte. Als Gründe hierfür sind das Verhindern der physiologischen Roll-Gleit-Bewegung und das außer Acht lassen der Rotatorenmanschette anzusehen [Boileau 1999].

Die Glenoide der 2. Generation erzielten infolge der Verbesserung der Biomechanik längere Standzeiten. Die Veränderung gegenüber der 1. Generation war im Wesentlichen ein größerer Pfannenradius im Vergleich zum Kopfradius. Dieses so genannte „Mismatch“ ermöglicht das Roll-Gleiten und eine Stellungsanpassung bei Skapulabewegungen durch Translation, wie es auch bei physiologischen Bewegungsabläufen im Schultergelenk der Fall ist [Karduna 1996, Karduna 1997, Karduna 1998]. Mit dieser Anpassung an die anatomischen Bewegungsabläufe konnte das von Matsen beschriebene „Rocking-horse“-Phänomen reduziert werden. Dieses Phänomen beschreibt die Belastung auf das Glenoid bei maximalen Bewegungen, in denen die formschlüssigen Totalendoprothesen in eine Translation gebracht werden. Die einseitige Belastung der Glenoide führt zum erhöhten PE-Abrieb an diesen Stellen. Der 2. Effekt ist eine Hubbelastung auf der entsprechenden Gegenseite und damit eine mögliche beschleunigte Lockerung [Matsen 1998].

Ab den 80er Jahren wurden verschiedene Glenoide entwickelt und weiterentwickelt. Die Verankerungstechniken wurden modifiziert und mehrere Aufbaumöglichkeiten getestet. Die ursprüngliche Verankerungstechnik von Neer mittels Kiel wurde durch Zapfenverankerungen verbessert, die sich auszeichnen

durch einen reduzierten Knochenverlust bei der Implantation, einen erhöhten Zementkontakt bei insgesamt geringerer Zementmasse und einer guten Zentrierung mit dem entsprechenden Implantationswerkzeug. Die Anzahl der Pegs korreliert mit der Resistenz gegenüber Scherkräften, allerdings führen zu viele Pegs zu einer Knocheninstabilität und erhöhten Frakturrate [Gartsmann 2005, Throckmorton 2010]. Die zementierten Voll-PE-Glenoide zeigten eine höhere Standzeit als die mit einer Metallrückfläche versehenen Glenoide, die zementfrei befestigt wurden [Boileau 2002]. Die Rückflächen der PE-Glenoide wurden konvex, dies führte zu einem geringeren Knochenverlust bei der Implantation mit einem zusätzlichen Auflageflächengewinn gegenüber den plantaren Rückflächen. Die auftretenden Scherkräfte konnten besser verteilt werden und somit verbesserte sich der Widerstand gegenüber diesen. Die Rückfläche und die Pegs erhielten eine Struktur, um die Auflagefläche und Kraftverteilung weiter zu verbessern. Die Verbesserung der Implantationswerkzeuge führte zu einer passgenaueren Rückfläche mit reduzierter Lockerung [Anglin 2000, Anglin 2001]. Die Zementierungstechnik wurde ebenfalls überarbeitet. Mit dem Verlassen des Handmischens und der Verwendung von Vakuummischverfahren konnten blasenfreie Gemische erzeugt werden. Diese sind mechanisch. Das Aufbringen des Zementes erfolgt mittels entsprechender Spritzen, die gegenüber der Verteilung mittels Spatel und Fingern eine gleichmäßigere Verteilung ermöglichen [Young 2010].

Die Überlegungen zur Entwicklung eines Glenoides mit Metallgrundplatte und PE-Gleitfläche sind begründet mit einem dann möglichen Gleitpaarungswechsel, analog dem Gleitpaarungswechsel im Bereich des Hüftgelenkes. Es ermöglicht eine Anpassung der Prothese zu einem späteren Zeitpunkt auf Grund von PE-Abrieb oder den Umbau von einer anatomischen Prothese auf eine inverse Prothese bei sekundärer Rotatorenmanschettenläsion. Allerdings führt dieses Konstruktionsprinzip zu einer unerwünschten Stärke der Komponente mit der Gefahr des „Overstuffing“.

Die Verankerungstechniken mit Hilfe einer Metallgrundplatte und unterschiedlichen Verschraubungen wurden weiterentwickelt. So stellte Cofield 1981 eine zementfreie Schraubpfanne vor. Sie bestand aus einem Metallträger mit zentralem Zapfen, der in das Pfannenlager gefräst wurde und mit 2 zusätzlichen

Schrauben zur Stabilisierung versehen ist. Das Gleitlager bildete ein PE-Einsatz. Diese Prothese zeigte eine erhöhte Rate an Glenoidlockerungen im Vergleich zu Voll-PE-Glenoiden [Cil 2010, Fox 2009]. Eine weitere Entwicklung waren Spreizschrauben zur zementfreien Glenoidverankerung, die in der 1988 von Dines und Warren vorgestellten Bio-Modular-Prothese verwendet wurden. Eine andere Variante ist die zentrale Hohlschraube im Glenoid der Univers-3-D-Prothese von Habermeyer der Firma Arthrex, die 1997 vorgestellt wurde. Diese Glenoidverankerung ermöglicht eine knochen sparende Fixation, da der zentrale Knochenzylinder innerhalb der Hohlschraube erhalten bleibt. In den Entwicklungen der letzten Jahre werden zum Teil winkelstabile Verschraubungen verwendet, wie in der Basisplatte der Affinis-invers-Prothese der Firma Mathys.

Neben der Stärke sind die Nachteile der zementfreien „Metal-back“-Glenoide in ihrem Aufbau aus zwei Komponenten zu sehen, den Basisplatten selbst und einem aufgesteckten Polyethyleninlay. Dadurch entsteht eine weitere Kontaktfläche zwischen zwei unterschiedlichen Materialien mit möglichen Komplikationen. Diese sind eine Dissoziation der beiden Prothesenteile oder Abrieb der Komponenten. Weitere potenzielle Nachteile dieser zementfreien Glenoide sind die zwangsläufig vermehrte Höhe und Breite der beiden Komponenten, die zu einer Überdimensionierung des Schultergelenkes führen und ein mögliches „stressshielding“ des darunter liegenden Knochens durch die primär stabile Fixation hervorrufen können.

Um die Probleme des Glenoidersatzes zu umgehen, wurden bipolare Humerkopfprothesen entwickelt. Diese sind funktionell vergleichbar mit den Duo-Kopfprothesen in der Hüftendoprothetik. Es handelt sich hierbei um einen Kopf mit kleinem Durchmesser, der sich in einer gekoppelten Schale bewegt. Die erste Vorstellung eines solchen Systems im Jahr 1975 erfolgte durch Swanson [Jerosch 2002]. Sein Konzept bestand aus einer Pfanne mit zwei Komponenten, einer Metall-Halbschale und einem mit dieser Schale verblockten PE-Inlay. Diese Prothese war mit drei verschiedenen Außendurchmessern erhältlich. Swanson berichtete 1984 über 15 Prothesen, nach durchschnittlich 3,4 Jahren (1,2 - 6,3 J.) hatten 90 % der Patienten keine Schmerzen oder Belastungsschmerzen mit einer guten bis befriedigenden Beweglichkeit. In einem Fall beobachtete er eine ventrocraniale, subcoracoidale Prothesendislokation der gesamten Prothese

[Swanson 1984]. Neuere Implantate, wie die bipolare Humeruskopfendoprothese der Firma Biomet von Worland zeigten innerhalb der ersten 3 Jahre den Erhalt der Beweglichkeit und überwiegend befriedigende Ergebnisse bei einer Revisionsrate von 4,6 % [Arredondo 1999, Wretenberg 1999]. Die Indikation zur Implantation einer Bipolarprothese kann bei Defektarthropathien, Revisionseingriffen mit größeren Knochendefekten und der rheumatoiden Arthritis bestehen. Eine weitere Bipolarprothese ist das modulare Vario-Schulterssystem (MVS-System) nach Thabe/Tschirren. Die Implantation erfolgt seit 1994 vor allem bei rheumatoider Arthritis. Im Rahmen einer Studie konnten kurzfristig Verbesserungen bei der Schmerz- und Kraftsituation sowie eine Steigerung des Bewegungsradius gezeigt werden [Schill 2002, Thabe 1994]. Bipolarprothesen werden heute nur noch selten implantiert, da die postoperative Funktion deutlich unter der der modernen justierbaren Prothese liegt.

Eine weitere Möglichkeit ist das Konzept des Oberflächenersatzes in Form der Cup-Prothesen. Diese Prothesen werden seit 1981 implantiert. Das erste Modell war die Scan-Shoulder. Gegenüber den zu dieser Zeit üblichen Schaft-Prothesen der 1. und 2. Generation waren sie ein Fortschritt, da eine Anpassung an das Offset erstmals ermöglicht wurde. Dieses Modell ist primär eine Entwicklung für die spezielle Indikation der sekundären Arthrose bei chronischer Polyarthritis. Es wird hierbei eine halbkugelförmige Metallkappe als Oberflächenersatz auf den vorbereiteten Humeruskopf aufgebracht. Die Verankerung ist je nach Modell zementiert oder zementfrei möglich. Die Überlegungen zu diesem System bestehen im Erhalt der Anatomie, einem geringen Knochenverlust im Humerusschaftbereich und einer reduzierten OP-Zeit. Es werden bei intakter Rotatorenmanschette die physiologischen Verhältnissen in Bezug auf die Biomechanik erhalten. Die ersten Ergebnisse wurden 1984 veröffentlicht [Steffee 1984]. Eine größere Verbreitung des Oberflächenersatzes wurde erst durch die Entwicklung einer unzementierten Cup-Prothese mit zentralem Konus in „press fit“-Technik durch Copeland 1990 ermöglicht [Copeland 1990]. Ein Hauptgrund war vor allem die Erweiterung der Indikationsstellung über die rheumatische Omarthritis hinaus auf alle Schädigungen des Oberarmkopfes. Diese Prothese ermöglichte einen Erhalt des Knochens des Oberarmkopfes von über 60 % [Copeland 2006]. Weitere Modelle folgten in den letzten Jahren, von

denen aber noch keine Langzeitergebnisse vorliegen. Die Nachteile der Cup-Prothesen beruhen auf einer schlechteren knöchernen Integration, einem erschwerten Zugang zum Glenoid im Fall eines Glenoidersatzes sowie einer wenig anatomischen Rekonstruktion des Humeruskopfes im Vergleich zu justierbaren Schaftprothesen oder Kurzschaft-Prothesen. Daraus resultiert eine exzentrische Glenoidbelastung und ein entsprechend erhöhter Glenoidverschleiß [Jonsson 1986].

Diese schrittweise Verbesserung der Schulterendoprothesen war auf Grund der speziellen anatomischen Verhältnisse des Schultergelenkes erforderlich [Edwards 2002, Hertel 2002]. Im direkten Vergleich des Schultergelenkes mit dem Hüftgelenk können die anatomischen und funktionellen Unterschiede verdeutlicht werden. Die Pfanne bedeckt nur ein Drittel des Humeruskopfes im Schultergelenk, im Gegensatz zum Hüftgelenk, bei dem fast zwei Drittel des Hüftkopfes mit der Gelenkpfanne im Kontakt stehen. Zusätzlich ist die Form der Gelenkpfanne zu vergleichen mit einer flachen birnenförmigen Gelenkpfanne im Schulterbereich und einer kugelschalenförmigen Pfanne im Hüftbereich [Drenckhahn 1994]. Das Schultergelenk kann im Gegensatz zum Hüftgelenk somit nicht als formschlüssig geführtes Gelenk bezeichnet werden. Es handelt sich um ein kraftschlüssig geführtes Gelenk [Bergmann 1986, Heers 2001, Hess 2000, Imhoff 1999]. Die Zentrierung des Humeruskopfes vor dem Glenoid erfolgt im hohen Maße durch die Muskulatur der Rotatorenmanschette und nur im geringen Umfang durch die Gelenkkapsel, Bänder und die knöchernen Anteile. Die bei Krafteinwirkung auftretenden Scherkräfte werden durch die Muskulatur der Rotatorenmanschette neutralisiert und über die Gelenkpfanne abgeleitet [Gansen 2002, Irlenbusch 2003, Irlenbusch 1992]. Durch die zusätzliche Mobilität des Glenoides wird die Stabilisierung des Schultergelenkes erschwert, da sich die Stellung des Glenoides bei der Rotation der Skapula bei jeder größeren Bewegung ändert [Gohlke 2002, Wallace 1998].

Es ist deshalb davon auszugehen, dass nur ein exaktes Zusammenspiel aller Muskeln des Schultergürtels eine optimale Zentrierung des Gelenkes und damit die erforderliche Stabilität ermöglicht [Irlenbusch 2005]. Die große Bandbreite der anatomischen Normvarianten des Schultergelenkes und die Achsstellung des Humerusschaftes in Bezug auf den proximalen Humeruskopf sind ebenso eine

Herausforderung wie die Achse des Ellenbogengelenkes distal bei unterschiedlicher Inklination und Retrotorsion.

Aktuelle Entwicklungen stellen die Kurzschaft-Prothesen dar, zum Beispiel das Modell T.E.S.S. der Firma Biomet (2006) und die Affinis short der Firma Mathys (2009), die als Hemi- und Totalendoprothesen implantiert werden können. Diese Modelle zeichnen sich durch ein Schaftdesign aus, welches knochensparend ist. Eine hohe Primärstabilität wird durch eine sternförmige Form mit 4 bzw. 5 Flügeln und eine modifizierte Oberfläche zur besseren Knochenintegration erreicht. Es gibt noch viele andere Prothesentypen, sehr häufig wird die Eclipse-Prothese der Firma Arthrex verwendet, die speziell für die Versorgung von posttraumatischen Omarthrosen entwickelt wurde. Auch hier erfolgt eine knochensparende Resektion entlang des anatomischen Halses des Humerus. Die Verankerung erfolgt über eine Druckscheibe mit 6 Rippen an der Knochenkontaktseite und eine Hohlschraube, die in die Metaphyse eingebracht wird. Öffnungen im Bereich des Gewindes der Hohlschraube ermöglichen das Einwachsen von spongiösem Knochen [Brunner 2012]. Langzeitergebnisse liegen für diese Prothesenmodelle noch nicht vor, die mittelfristigen Ergebnisse zeigen aber keine schlechteren Ergebnisse gegenüber den modularen Langschaftmodellen [Berth 2012]. Die Vorteile der Kurzschaft-Prothesen sind in der optimalen Implantation auch nach Schaftverformungen nach Trauma, einer Reduktion der periprothetischen Frakturen, einer deutlichen Minderung der Morbidität durch Knochenverlust bei Revisionen und einer Senkung der Komplikationsrate zu sehen [Brunner 2012].

Die Hauptvorteile der Kurzschaft-Prothese liegen in der freien Kalottenpositionierung und einer einfacheren Rekonstruktion des anatomischen Drehzentrums ungeachtet der Metaphysenachse. Im Revisionsfall steht im Vergleich zu den anatomischen Schaft-Prothesen noch deutlich mehr Knochensubstanz zur Verfügung. Aus diesem Grund ist auch eine leichtere Konvertierbarkeit in eine inverse Prothese bei Versagen der Rotatorenmanschette möglich. Die zurzeit verfügbaren Kurzschaftprothesen sind alle zementfrei. Ein Nachteil dieser Prothesen ist die unzureichende Verankerung in osteoporotischem Knochen oder bei insgesamt schlechter Knochenqualität [Berth 2012].

Die Vielzahl der unterschiedlichen Konstruktionen kann als Indiz dafür angesehen werden, dass eine Konstruktion, die allen Erfordernissen bzw. Erwartungen gerecht wird, noch nicht gefunden wurde.



### **3. Ziele der Arbeit**

Die Standzeit der Totalendoprothesenversorgung im Bereich des menschlichen Schultergelenkes ist noch unzureichend gelöst. Entscheidend ist die relativ kurze Haltbarkeit der bis jetzt verwendeten Glenoidkomponenten, da diese zurzeit den limitierenden Faktor der Schultertotalendoprothesen darstellen. Deswegen liegt der Schwerpunkt in dieser Arbeit auf der Untersuchung der knöchernen Verankerung der Glenoidkomponenten.

Dies war der Grund, Patienten der Orthopädischen Klinik des Marienstifts Arnstadt, die eine anatomische Affinis-Schultertotalendoprothese im Zeitraum von 2003 bis 2008 erhielten, nachzuuntersuchen. Die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit (NU) betrug 59,5 Monate (Minimum 48,7 Monate und Maximum 92,5 Monate) nach Implantation.

Mit Hilfe des Constant-Scores wurden Funktion und wichtige Parameter für die Lebensqualität vor und nach totalendoprothetischer Versorgung eines oder beider Schultergelenke erfasst.

Parallel erfolgten die radiologische Klassifizierung der Glenoide anhand der präoperativen Aufnahmen und die radiologische Nachuntersuchung zur Beurteilung der Stellung der Prothesenkomponenten, von Lockerungszeichen sowie insbesondere von sogenannten Radiolucent lines (RLL) an der Glenoidkomponente und am Prothesenschaft.

Weiterhin wurden alle Komplikationen aufgezeichnet, sowohl prothesenspezifische als auch allgemeine Komplikationen.

Besonderes Augenmerk lag auf der Erfassung von prognostischen Faktoren für die Erfolgsrate des gesamten Systems, speziell des Glenoids.

## **4. Methodik**

### **4.1. Studiendesign**

Die Studie wurde als prospektive Verlaufsanalyse nach Implantation einer anatomischen Schultertotalendoprothese Typ Affinis (Mathys Ltd., Bettlach, Schweiz) im Rahmen einer Multi-Center-Studie geplant. Diese Arbeit umfasst ausschließlich Ergebnisse aus der Orthopädischen Klinik des Marienstifts Arnstadt.

### **4.2. Patientenkollektiv**

Im Zeitraum von 2003 bis 2006 wurden die Prothese von einem Operateur, von 2007 bis 2008 durch 2 weitere Operateure implantiert.

Alle Patienten wurden angeschrieben und zur klinischen Nachuntersuchung sowie radiologischen Verlaufskontrolle eingeladen. 17 Patienten konnten nicht nachuntersucht werden. Die Gründe waren 8 x stark reduzierter Allgemeinzustand, 1 x Demenz, 2 x nicht auffindbar und 6 x verstorben.

50 (75 %) Patienten nahmen den Nachuntersuchungstermin wahr, bei denen insgesamt 53 Schulterendoprothesen klinisch und radiologisch nachuntersucht wurden, das heißt in 3 Fällen wurden die rechte und die linke Seite operiert. Die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit betrug 59,5 Monate. Die Mehrheit der Patienten war weiblich. Das Verhältnis von Frauen ( $n = 35$ ) zu Männern ( $n = 18$ ) betrug 2:1, es waren also 66 % der operierten Patienten Frauen mit 22 rechten und 13 linken Schultern und 34 % Männer mit 10 rechten und 8 linken Schultern. Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 65,1 Jahre (38,4 Jahre bis 79,8 Jahre), während der Median 68,3 Jahre betrug. Die Frauen waren im Durchschnitt älter ( $p = 0,0079$ ). Die Operation erfolgte 24 x bei einer primären Omarthrose, 8 x bei einer posttraumatischen Omarthrose, 2 x bei fehlerverheilten Frakturen (Fracture sequelae), 6 x bei einer Rheumatoidarthritis, 7 x bei Instabilitätsarthropathie und 6 x im Rahmen verschiedener anderer Grunderkrankungen, im Einzelnen 2 x avaskuläre Humeruskopfnekrosen, 1 x Chondromatose, 1 x Infektarthritis und 2 x epiphysäre Dysplasie. Die Gruppe der posttraumatischen Omarthrosen umfasst

Patienten nach Schultertrauma und daraus resultierender sekundärer Omarthrose. Auf Grund der Schwere der Verletzungen bei fehlerhafter proximaler Humerusfraktur wurden diese gesondert betrachtet.

### **4.3. Affinis-Schultertotalendoprothese**

Die Affinis-Schultertotalendoprothese zeichnet sich durch einen doppelten Exzentermechanismus aus, der durch einen verschiebbaren Konus und einen exzentrisch positionierbaren Kopf realisiert wird. Dies ermöglicht, das mediale und dorsale Offset des Kalottenmittelpunktes zur intramedullären Schaftachse anatomisch zu rekonstruieren. Außerdem können sowohl die Inklination als auch die Retroversion entsprechen den anatomischen Gegebenheiten frei eingestellt werden. Das ursprüngliche Drehzentrum kann somit wieder hergestellt werden.

#### **4.3.1. Das Schaftmodul**

Die Affinis-Prothese (Abb. 4.1) weist als Besonderheit die freie Einstellbarkeit des medialen und posterioren Offsets durch die Kombination aus der Möglichkeit zur Verschiebung des Konus in M/L-Richtung am Schaft und der exzentrischen Konusaufnahme am Prothesenkopf auf. Damit wird eine Verstellung von 3 mm in a.p.-Richtung möglich, in mediolateraler Richtung +/- 6 mm. Die zwei kleinsten Schaftgrößen haben auf Grund des eingeschränkten Bauraumes nur einen Verschiebeweg von 2 mm. Die Retroversion kann durch die Resektionslehre frei eingestellt und somit der vorhandenen Anatomie angepasst werden. Die Mittelwertvorgabe ist am Setzinstrument oder der Resektionslehre durch einen Zeigestab auf 30° eingestellt, dies dient aber nur als Orientierung, nicht als Richtwert. Die Inklination ist durch das Schaftdesign auf 130° fixiert. Die Schaftdurchmesser variieren von 6 mm bis 15 mm in 1,5-mm-Schritten für zementfreie Schäfte. Bei den zementierten Schäften entfallen die Zwischenstufen, so dass 4 Größen von 6 mm Durchmesser bis 15 mm Durchmesser (6, 9, 12, 15 mm) wählbar sind. Die Schaftlängen sind in 5-mm-Schritten dem jeweiligen Durchmesser zugeordnet (6 mm - 90 mm; 15 mm - 120 mm). Die Schaftlänge ist als Entfernung der Schaftspitze zum Schnittpunkt der intramedullären Schaftachse

mit der Senkrechten der Kopfabschlussfläche definiert. Hinzu kommen noch 20 mm Länge oberhalb dieses Schnittpunktes.



Abb. 4.1: Affinis-Totalendoprothese links mit unzementiertem Schaft, in der Mitte die Ansicht von lateral und rechts mit zementierbarem Schaft.

Die Schäfte sind von distal nach proximal in 2 Stufen konisch gestaltet. Ausgehend von der Schaftspitze beträgt die Steigung im rotationssymmetrischen Anteil  $2^\circ$ . Zusätzlich ist eine Steigerung von 1 mm im proximalen Schaftanteil, von lateral auf die Sagittalebene blickend, vorhanden. Beim kleinsten Schaftdurchmesser (6 mm) beträgt die Steigung  $9^\circ$ , beim größten Schaftdurchmesser (15 mm) beträgt die Steigung  $3^\circ$ . Diese Stufung wurde gewählt, um den proximalen Einstellmechanismus auch in den kleinen

Schaftdurchmessern unterzubringen. Weiterhin ist proximal-lateral eine 3 - 4 mm ausladende Finne zur Rotationssicherheit vorhanden.

#### **4.3.2. Die Glenoidkomponente**

Das Glenoid (Abb. 4.2) weist eine Voll-Polyethylenstruktur ohne „metal back“ auf, da Verbindungen zwischen einer Polyethylengelenkkomponente und einer Metallverankerungskomponente erhebliche Konnektierungsprobleme aufweisen und mit erhöhtem Glenoidversagen einhergehen [Boileau 2002, Fox 2009, Stone 1999]. Außerdem kann durch die Konstruktionsweise eine sehr niedrige Bauhöhe von 3 mm realisiert werden. Die Verankerung wurde über eine konvexe Rückfläche realisiert, die gegenüber einer flachen Rückfläche signifikant besser ist [Anglin 2000, Anglin 2001]. Die Rückfläche ist zur Oberflächenvergrößerung strukturiert und verfügt über 2 ebenfalls strukturierte Zapfen, die gegenüber einer Kielverankerung deutlich weniger auslockern [Anglin 2000, Throckmorton 2010, Gartsman 2005].



Abb. 4.2: Affinis Glenoid.

Das Glenoid wird mittels Zementierung in ein vorgefrästes Pfannenlager eingebracht. Es stehen zur Anpassung an die gegebenen anatomischen Voraussetzungen vier verschiedene Größen zur Verfügung. Für jede Kopfgröße wird eine optimale Pfannenkomponente mit einem Mismatch von 1 bis 5 mm empfohlen (in Abhängigkeit von Kopf- bzw. Pfannendurchmesser). Zusätzlich wird eine Maximum- und Minimumvariante ausgewiesen, die nicht überschritten werden darf, da dann der Kopfradius größer als der Pfannenradius wird.

### 4.3.3. Die Kopfkalotte

Die Affinis-Prothesenköpfe (Abb. 4.3) wurden den anatomischen Oberarmköpfen in ihren Maßen nachempfunden, da es eine mathematische Beziehung zwischen dem Durchmesser und der Höhe der Kalotte gibt. Die Affinis-Prothese besitzt Prothesenköpfe mit jeweils unterschiedlichem Durchmesser und Höhe, das bedeutet, Kopfhöhe und Durchmesser verändern sich für jede Größe proportional. Damit ergibt sich, angelehnt an die menschliche Anatomie, jeweils ein unterschiedlicher Krümmungsradius und somit die Möglichkeit einer anatomischen Rekonstruktion. Die Durchmesser der Prothesenköpfe sind von 39 mm bis 51 mm in 2-mm-Stufen erhältlich. Dies entspricht 7 Baugrößen mit Kalottenhöhen von 13 mm bis 19 mm und Kopfradien von 22 mm bis 28 mm.

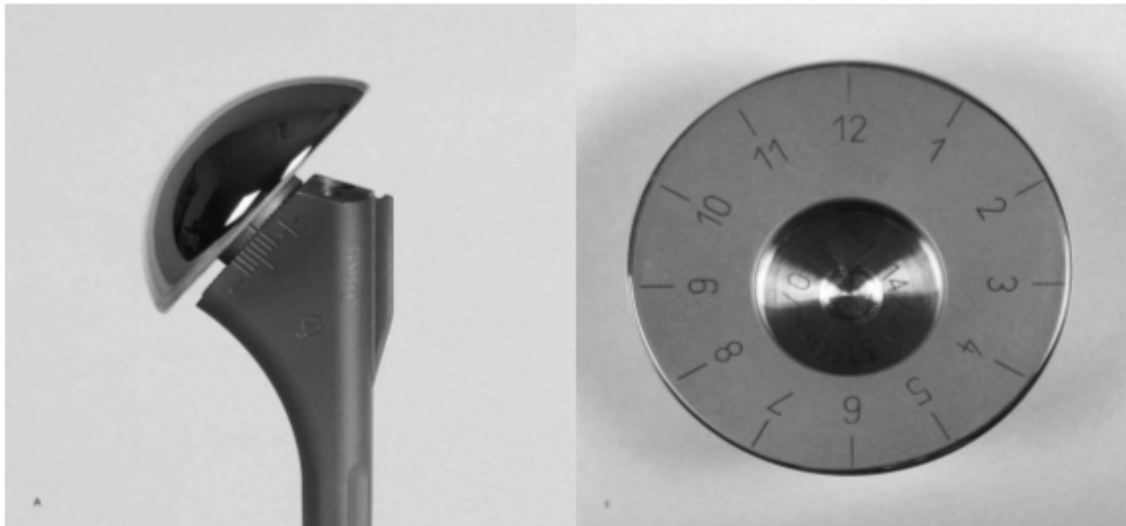


Abb. 4.3: Doppelexzenterpositionierung am Schaft links und an der Kalottenkomponente rechts mit anterior/posterior  $\pm 3$  mm; medial/lateral  $\pm 6$  mm.

### 4.4. Indikationen

Die Implantation einer anatomischen Endoprothese an der Schulter ist indiziert, wenn die Gelenkflächen durch traumatische, degenerative oder metabolische Ursachen stark geschädigt wurden. Bei posttraumatischen Zuständen und Tumoren kann es neben der Deformation des Humeruskopfes zu einer Insuffizienz der Rotatorenmanschette kommen, was zu einem zusätzlichen Funktionsverlust der betroffenen Extremität führt. Da eine suffiziente Rotatorenmanschette eine

unabdingbare Voraussetzung für die gute Funktion einer anatomischen Prothese ist und damit gleichzeitig für eine moderate und zentrische Glenoidbelastung, bestehen verschiedene Indikationen für den totalendoprothetischen Schultergelenkersatz bzw. die Hemiarthroplastik (Tab. 4.1). Daneben müssen weitere Fakten, wie Knochensubstanz, Glenoidversion, Knorpelbelag u. a. berücksichtigt werden.

<b><i>Humeruskopfendoprothese</i></b>	<b><i>Totalendoprothese</i></b>
- Schlechte Knochensubstanz am Glenoid	- Gute Knochensubstanz des Glenoids
- Intakter Knorpelbelag des Glenoids	- Knorpelverlust des Glenoids
- Irreparable Rotatorenmanschettenruptur mit fixierter Migration	- Intakte Rotatorenmanschette oder reparable Ruptur
- Glenoidretrotorsion über 25 Grad	- Glenoidretrotorsion unter 25 Grad
- Konzentrisches Glenoid	
- Proximaler Humerustumor ohne Gelenkbeteiligung	
- Straffes Gelenk mit Gefahr des „overstuffing“	

Tabelle 4.1: Indikation zur Implantation einer Schulterprothese [Irlenbusch 2010].

#### **4.5. Klinische Befunderhebung und Constant-Score**

Die Erhebung der präoperativen klinischen Werte erfolgte standardisiert im Rahmen der Multicenterstudie durch verschiedene Untersucher. Die prä- und postoperativen Röntgenbildbefundung sowie die klinische Untersuchung zur NU wurde standardisiert in gleicher Abfolge von einem Untersucher durchgeführt. Zuerst wurde die Anamnese mit Dokumentation erhoben. Hierbei erfolgte das Abfragen der subjektiven Parameter des Constant-Scores und zusätzlicher

Beeinträchtigungen, die einen Einfluss auf die weitere Befunderhebung hatten. Folgend wurde das aktive Bewegungsausmaß in Anteversion und Abduktion mittels Winkelmesser nach der Neutral-Null-Methode gemessen. Die Testung der Außenrotation und der Innenrotation mit der Retroversion erfolgte anhand anatomischer Landmarken sowie geläufiger Angaben bei kombinierten Bewegungen. Im Sitzen erfolgte die isometrische Kraftmessung als letzter Test.

Alle durchgeführten Untersuchungen erfolgten mit Einverständnis der Ethikkommission des Marienstifts Arnstadt.

### *Der Constant-Score*

Zur Objektivierung der Funktionsfähigkeit und der eigenen subjektiven Einschätzung der Patienten wurde der Constant-Score gewählt. Der Constant-Score wurde 1987 von Constant und Murley vorgestellt [Constant 1987, Constant 1991]. Er gilt als evaluiert und wird zur Beurteilung der Schulterfunktion von der „European Society of Shoulder and Elbow Surgery“ [Gerber 1992, Skutek 2001, Stürmer 1999], sowie der „Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellbogenchirurgie“ (DVSE), der „Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie“ (DGOOC) und des „Berufsverbandes der Ärzte für Orthopädie“ (BVO) empfohlen. Da die Messung der Kraft durch den Erstautor nicht exakt definiert wurde und sich dadurch erhebliche Unterschiede mit einer Interobserver-Variabilität von 10 bei maximal 100 erreichbaren Punkten [Lillrona 2008] in den Ergebnissen ergeben, erfolgte in dieser Studie die Messung am Deltaansatz. Diese Messung wird favorisiert in den Arbeiten von Constant und Murray [Constant 1991, Murray 1985]. Dagegen wird die Messung am Handgelenk in den Arbeiten von Constant, Burkhead, Gerber und Moseley empfohlen [Ciepela 1996, Constant 1987, Gerber 1996, Moseley 1972]. Weiter wird gefordert, dass die Messungen bei 90° Abduktion erfolgt. Falls dieser Wert nicht erreicht wird, sind die Werte für die Kraft auf 0 zu setzen [Constant 2008].

Es fließen sowohl subjektive (35 %) als auch objektive (65 %) Kriterien in das Ergebnis mit einer Punktzahl von 0 bis maximal 100 Punkten ein. Die subjektiven Kriterien sind der Schmerz (mit maximal 15 Punkten bewertet) und die Alltagsaktivitäten (mit maximal 20 Punkten bewertet). Die objektiven Kriterien



ergeben sich aus der aktiven, schmerzfreien Bewegung (mit maximal 40 Punkten bewertet) und der Kraft (mit maximal 25 Punkten bewertet). Somit beträgt die maximal erreichbare Punktzahl 100.

Der Abschnitt „Schmerz“ wird unterteilt in „kein Schmerz“ (15 Punkte), „leichte Schmerzen“ (10 Punkte), „mäßige Schmerzen“ (5 Punkte) und „starke Schmerzen“ (0 Punkte). Der Abschnitt über die Alltagsaktivitäten definiert sich zum einen über den Aktivitätslevel und zum anderen daran, inwieweit der Patient die Hand auf der Seite der betroffenen Schulter einsetzen kann. Es werden beim Aktivitätslevel jeweils maximal 4 Punkte für die Arbeitstätigkeit oder die Haupttätigkeit des Alltags bei nicht mehr berufstätigen Patienten und die Freizeitaktivität sowie maximal 2 Punkte für den Schlaf ohne Störung durch die betroffene Schulter vergeben.

Die objektiven Kriterien sind die Bestimmung des Bewegungsumfanges der betroffenen Schulter mit den kombinierten Bewegungen der Hand zwischen „Hand über den Kopf hinaus“ (10 Punkte), „Hand bis zum Scheitel“ (8 Punkte), „Hand bis zum Hals“ (6 Punkte), „Hand bis zum Xiphoid“ (4 Punkte) und „Hand bis zur Gürtellinie“ (2 Punkte) sowie die schmerzfreie, aktive Beweglichkeit der Schulter mit der Flexion, der Abduktion, der kombinierten Innen- und der kombinierten Außenrotation. Bei der Flexion und Abduktion wird die Punktverteilung durch das erreichbare Bewegungsmaß in Grad bestimmt, in 6 Schritten von 0 bis 10 Punkten. Die Erfassung der Außenrotationsbewegung erfolgt mit der Bestimmung der definierten Hand- und Ellenbogenstellung (Tab. 4.2). Die Erfassung der Innenrotation richtet sich nach der Höhe auf der Körperrückseite, die mit dem Handrücken der zu untersuchenden oberen Extremität ohne Schmerzen erreicht werden kann (Tab. 4.3).

<b>Hand- und Ellenbogenstellung</b>		<b>Stellung möglich</b>	<b>Stellung nicht möglich</b>
<b>Hand an Hinterkopf</b>	<b>Ellenbogen vorne</b>	2 Punkte	0 Punkte
	<b>Ellenbogen seitlich</b>	2 Punkte	0 Punkte
<b>Hand auf dem Scheitel</b>	<b>Ellenbogen vorne</b>	2 Punkte	0 Punkte
	<b>Ellenbogen seitlich</b>	2 Punkte	0 Punkte
<b>Volle Elevation vom Scheitel ausgehend</b>		2 Punkte	0 Punkte

Tabelle 4.2: Bewertung der Außenrotation im Constant-Score.

<b>Innenrotation</b>	
<b>Handrücken bis</b>	<b>Punkte</b>
zur Rumpfseite	0
zum Gesäß	2
zum lumbosakralen Übergang	4
auf die Gürtellinie (3. Lendenwirbel)	6
auf den 12. Brustwirbel	8
zwischen die Schulterblätter (Th7)	10

Tabelle 4.3 Bewertung der Innenrotation im Constant-Score.

Die isometrische Kraft stellt einen weiteren objektiven Parameter dar und wurde mittels einer Federwaage in 90° Abduktion in der Skapularebene ermittelt, die eine Abduktion von 30° bis 45° im Schultergelenk zur Horizontalebene entspricht. Diese Schultergelenksstellung ermöglicht die maximal erreichbare Schulterkraft.

Gleichzeitig ist diese Art der Messung für den Patienten angenehmer und mit einer reduzierten Gefahr von Verletzungen verbunden [Greenfield 1990]. Entsprechend den zu Beginn unserer Studie geltenden Empfehlungen (2003) wird die Federwaage am Ansatz des Musculus deltoideus mittels Schlinge angelegt und versucht, gegen den Zug des Untersuchers den Arm in der Abduktionsstellung zu halten. In der Originalarbeit von Constant gibt es für jedes gehaltene Englische Pfund einen Punkt. Es werden 25 englische Pfund als Normalwert eines jungen Mannes angesehen, die der maximal möglichen Punktzahl entsprechen [Constant 1987]. Da ein Englisches Pfund 0,45 kg beträgt, wurde eine Vereinfachung der Gewichtsangaben mit den entsprechenden Punkten vorgenommen. Die Erfassung ist in 7 Schritte aufgeteilt mit jeweils einer Punktsteigerung von 4 Punkten von einem Punkt bis zu 25 Punkten. Auf eine nachträgliche Umrechnung mit dem Verfahren nach Thomas [Thomas 2003] wurde verzichtet, da in den meisten Vergleichsstudien die Kraftmessung am Ansatz des M. deltoideus durchgeführt wurde.

Aufgrund der im Alter physiologisch abnehmenden Kraft und der verminderten Beweglichkeit hat Constant 1986 alters- und geschlechtsspezifische Normalwerte ermittelt. Mit deren Hilfe kann der alterskorrigierte Score (Tab. 4.4) in Prozent angegeben werden [Constant 1986].

<b>Alter</b>	<b>Männer durchschnittliche Werte</b>	<b>SD</b>	<b>Frauen durchschnittliche Werte</b>	<b>SD</b>
21 – 30	98	4,2	97	4,7
31 – 40	98	3,4	90	4,1
41 – 50	92	3,6	80	3,8
51 – 60	90	3,1	73	2,8
61 – 70	83	4,2	70	4,0
71 – 80	75	3,6	69	3,9
81 – 90	66	3,1	64	2,9

Tabelle 4.4: Alterskorrigierter und geschlechtsspezifischer Constant-Score [Constant 1986].

Zur Beurteilung der Verbesserung im Constant-Score dient der Delta-Constant-Score, der die Differenz zwischen dem präoperativen Constant-Score und dem Constant-Score zur NU angibt.

#### 4.6. Radiologische Befunderhebung

Bei allen Patienten erfolgt präoperativ eine radiologische Abklärung mittels true-a.p.- und Axial-Aufnahme zur Planung der operativen Versorgung und Implantatwahl. Außerdem wurde an diesen Aufnahmen die Glenoidmorphologie klassifiziert. Postoperativ, in der Regel zum Zeitpunkt der Entlassung, wurde eine radiologische Kontrolle mit true-a.p.- und Axial-Aufnahme durchgeführt, um die Lage der Prothese und die Stellung des Prothesenkopfes zum Glenoid zu dokumentieren (Abb. 4.4). Auch zur Nachuntersuchung wurde je eine true-a.p.- und Axial-Aufnahme angefertigt. Der Schwerpunkt der Beurteilung lag auf der Erfassung von Lockerungs- und Lysezeichen. Dazu wurde sowohl am Schaft als auch am Glenoid auf Anzeichen für Resorptions- bzw. Lysezeichen / RLL sowie Dislokationen der Implantate in definierten Zonen geachtet.

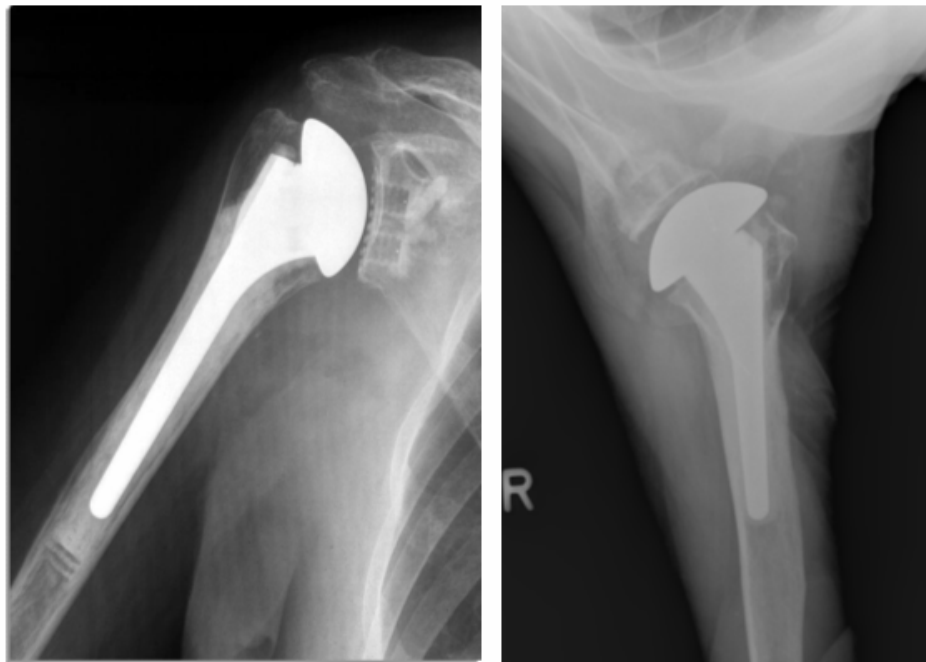


Abb. 4.4: Röntgenaufnahme links Affinis Schultertotalendoprothese mit zementiertem Schaft in true-a.p.-Aufnahme, rechts unzementierte Affinis Schultertotalendoprothese in der Axial-Aufnahme.

#### 4.6.1. RLL zur Nachuntersuchung im Bereich des Schaftes

Die Einteilung im Bereich des Schaftes erfolgte nach Sanchez-Sotelo in 9 Zonen (1 - 7, 8 lateral und 8 medial), siehe Abb. 4.5 [Sanchez-Sotelo 2001]. Die Zonen 8 sind von untergeordneter Bedeutung, da dort weder operationstechnisch in jedem Fall eine bündige Auflage zu erreichen ist und zum anderen konstruktionsbedingt keine Osteointegration zu erwarten ist.

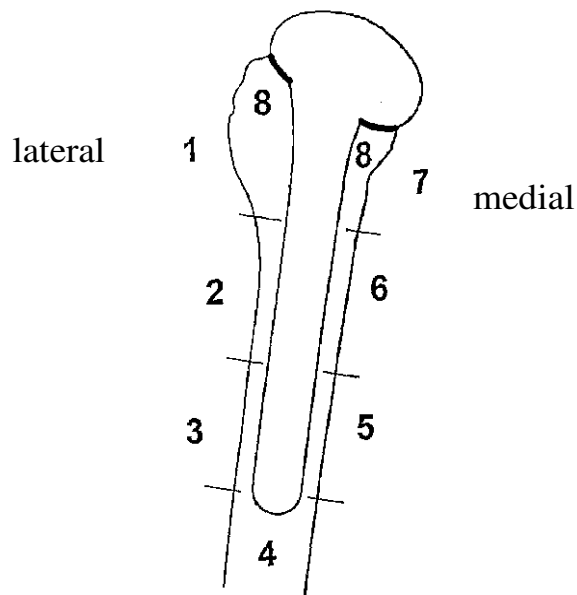


Abb. 4.5: Radiologische Beurteilung mit Zoneneinteilung des Schaftes [Sanchez-Sotelo 2001].

Die einzelnen Zonen wurden anhand der Röntgenaufnahmen beurteilt und wenn vorhanden, eine Messung der Stärke der RLL durchgeführt. Zum Vergleich wurden die Aufnahmen zur Entlassung in gleicher Weise beurteilt und vermessen.

#### 4.6.2. Präoperative Klassifikation nach Walch

Die Beurteilung der präoperativen Aufnahmen erfolgte entsprechend der Klassifikation nach Walch zur Beurteilung der Glenoide. Walch unterscheidet bezüglich der Pfannenanlage drei unterschiedliche Glenoidformen, die für die geplante Implantation einer Endoprothese zu beachten sind (Abb. 4.6). Die Typen B und C sind mit einer mehr oder minder stark ausgeprägten Inkongruenz der

Pfannenränder assoziiert, die bei der prothetischen Versorgung entsprechend zu adressieren sind [Briem 2009].

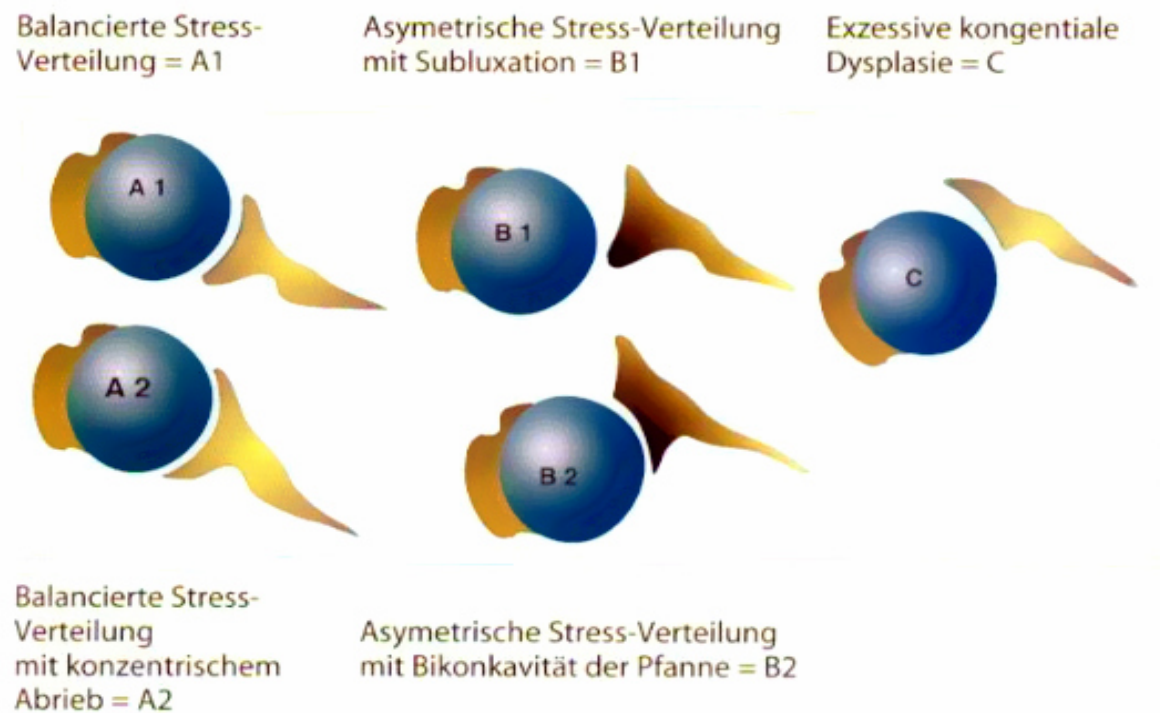


Abb. 4.6: Glenoidformen nach [Walch 1999].

#### 4.6.3. Häufigkeit und Ausmaß der RLL im Bereich des Glenoids

Die Zonen im Bereich des Glenoides wurden analog zu den von Molé angegebenen Zonen [Molé 1999] festgelegt und um eine Zone erweitert, da von Molé eine Glenoidverankerung mittels Kiel beschrieben wird, die Affinis-Glenoidkomponente aber mittels zweier Zapfen verankert wird (Abb. 4.7).

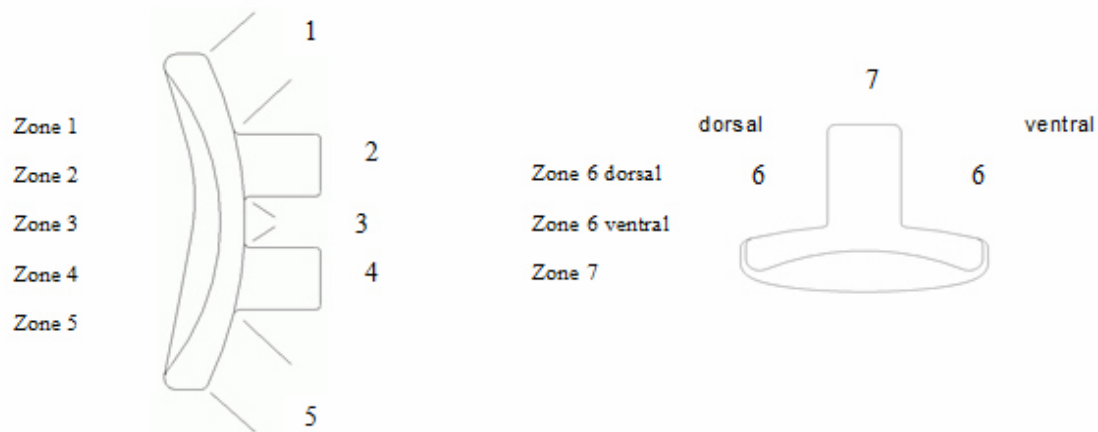
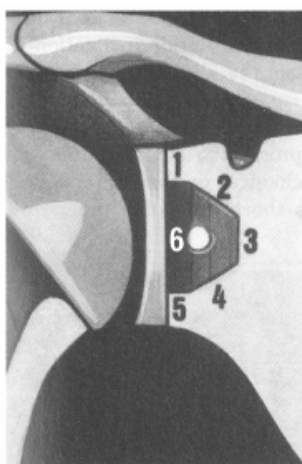


Abb. 4.7: Zoneneinteilung des Glenoides: rechts schematische Darstellung für die Axial-Aufnahme; links schematische Darstellung für die true-a.p.-Aufnahme.

Im Radiographic-Lucent-Lines-Scores (RLL-Score) nach Molé werden 0 Punkte vergeben, wenn kein Aufhellungssaum vorhanden ist. Ein Aufhellungssaum mit weniger als 1 mm Breite bekommt 1 Punkt, bei 1 - 2 mm 2 Punkte und bei mehr als 2 mm Breite 3 Punkte. Die Summe der 6 Zonen ergibt einen Scorewert von 0 - 18 Punkte (Abb. 4.8) [Molé 1999]. Bei einem RLL-Score von mehr als 12 Punkten kann von einem gelockerten Glenoid ausgegangen werden [Pfahler 2001].



POINTS ZONES	< 1 mm (1 point)	1-2 mm (2 points)	> 2 mm (3 points)	RLL SCORE (18 points)
1		x		2
2	x			1
3	x			1
4	x			1
5		x		2
6		x		2

Total = 9/18

Abb. 4.8: Links Einteilung der Glenoidzonen an einer Glenoidkomponente mit Kiel; rechts Tabelle mit Beispiel zur Berechnung des RLL-Scores [Molé 1999].

#### 4.6.4. RLL-Score nach Lazarus (zur NU)

Zusätzlich wurde die Einteilung nach Lazarus (Abb.4.9) verwendet [Lazarus 2002].

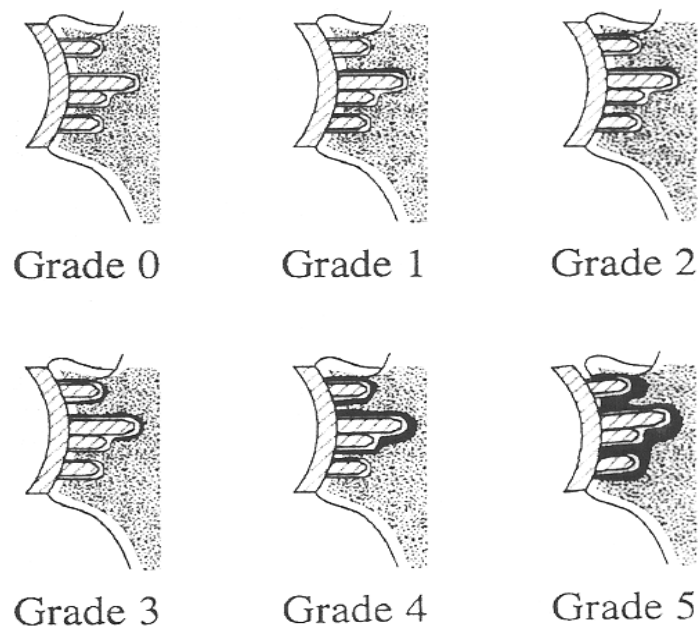


Abb. 4.9: Einteilung der RLL um den Zementmantel der Glenoidkomponente in 5 Schweregrade [Lazarus 2002].

#### 4.6.5 Vergleich der RLL im Verlauf des Untersuchungszeitraums

Zum Vergleich wurden die unmittelbar postoperativen Aufnahmen, die zum Entlassungszeitpunkt angefertigten radiologischen Aufnahmen und die zur NU angefertigten Aufnahmen herangezogen. Diese Untersuchung dient zur Differenzierung von eventuellen Lockerungen gegenüber operationsbedingten Aufhellungslinien.

### 4.7. Operationstechnik und Nachbehandlung

#### 4.7.1. Operationstechnik

Die Operation erfolgt in Rückenlage mit etwa 30° angehobenem Oberkörper. Es ist darauf zu achten, dass der Oberarm senkrecht hängend am Tisch vorbei positioniert werden kann. Der Hautschnitt wird vom Processus coracoideus zur vorderen Achselfalte geführt. Zunächst erfolgen die Durchtrennung des Subkutangewebes und die epifasziale Präparation der Hautlappen. Danach wird



die Muskulatur im Sulcus deltoideopectoralis unter Schonung der Vena cephalica durchtrennt. Diese wird in Abhängigkeit von den individuellen Verhältnissen in der Mehrzahl der Fälle nach medial, selten nach lateral beiseite gehalten. Bei geplanter Pfannenimplantation und straffen Weichteilverhältnissen erfolgt jetzt oder zu einem späteren Zeitpunkt eine Ablösung der korakobrachialen Muskelgruppe im Sehnenspiegel und deren Armierung mit einer Durchflechtungsnaht. Jetzt erfolgt, nach Darstellung und Schutz des Nervus axillaris, das Einsetzen des Wundspreizers. Die mediale Branche hält die korakobrachiale Muskelgruppe und den M. deltoideus, die laterale Branche den M. deltoideus beiseite. Nun kann die Rotatorenmanschette beurteilt werden.

Im nächsten Schritt wird das Rotatorenintervall eröffnet und L-förmig dazu die Subskapularissehne lateral am Tuberkulum minus abgelöst. Der Schnitt wird bei Bedarf nach distal in Richtung des Schaftes bis zum Ansatz der Latissimus-dorsi-Sehne verlängert. Jetzt erfolgt die schrittweise Darstellung des Gelenkes durch juxtahumerale Mobilisation der Kapsel und Abtragen von ggf. vorhandenen Osteophyten. Danach kann die Luxation des Kopfes unter Zuhilfenahme von stumpfen Hohmann-Hebeln durchgeführt werden. Danach wird der Humeruskopf beurteilt und die an der Zirkumferenz verbliebenen Osteophyten werden abgetragen. Anschließend wird die Markhöhle mit dem Pfriem und dem Markraumborher eröffnet. Im Anschluss wird die Resektionslehre am Markraumborher befestigt und die Retroversion im Verhältnis zur Unterarmachse bestimmt, in der Regel liegt diese zwischen 20° und 35°. Es folgt die Festlegung der Resektionsebene auf Höhe des anatomischen Halses und die Fixation der Sägelehre mit zwei Pins, dann Entfernt man den Markraumborher. Jetzt kann die Resektionsebene erneut überprüft werden und ggf. eine Korrektur erfolgen. Im Anschluss wird die Osteotomie der Kopfkalotte mit einer oszillierenden Säge durchgeführt. Dabei ist auf den Schutz der Rotatorenmanschette mittels Hohmannhebeln zu achten. Danach wird die Sägelehre entfernt. Das Prothesenlager wird mit aufsteigenden Durchmesser Raspeln bis zur ausgemessenen Größe erweitert, entsprechend der präoperativen Röntgenplanung. Hierbei ist wieder auf die korrekte Retroversion in Relation zur Unterarmachse zu achten. Die letzte Raspel wird belassen und der Schaft mittels einer Platte zum Schutz der Resektionsränder abgedeckt. Danach werden die Hebel entfernt und der Arm zur Glenoidimplantation umgelagert.

Für eine korrekte Glenoidimplantation ist eine sorgfältige Mobilisation und orthograde Einstellung eine unabdingbare Voraussetzung. Diese beginnt meist mit einer Tenodese der langen Bizepssehne im Sulcus intertubercularis und Resektion des intraartikulären Sehnenanteils. Danach erfolgen die Inspektion der Gelenkpfanne und die eventuelle Resektion von Labrumresten. Es folgen eine juxtaglenoidale Kapsulotomie in der gesamten Zirkumferenz und die Mobilisation der Gelenkkapsel, einschließlich der Entnahme eines schmalen Kapselstreifens in der gesamten Zirkumferenz. Anschließend wird der Eintrittspunkt des Führungsdrahtes bestimmt. Dies ist möglich mittels Hilfslinien (Längsachse und Querachse), die entsprechend der Empfehlung von Matsen auf das Glenoid gezeichnet werden [Matsen 1994]. Dies dient zur Orientierung, um den „glenoid centering point“ (Abb. 4.10) und damit die Lage und Bohrrichtung des Führungsdrahtes zu bestimmen [Barrett 1987]. Dies gilt nur für orthograde Verhältnisse, nicht, wenn eine Korrektur der Pfannenebene beabsichtigt ist.

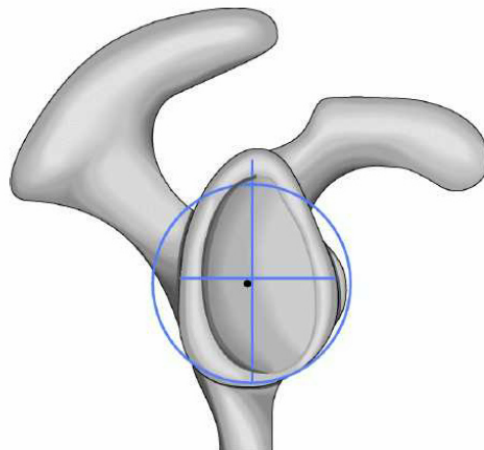


Abb. 4.10: Bestimmung des Eintrittspunktes des Führungsdrahtes mittels Hilfslinien [Irlenbusch 2007].

Jetzt wird der zentrale Führungsdraht eingebohrt, über den anschließend das Pfannenlager gefräst wird. Dabei ist auf eine strenge Ausrichtung der Fräse ohne Wackelbewegungen zu achten. Anschließend erfolgen das Abtragen von Weichgewebe im Randbereich und das Glätten der Fräsränder. Danach werden die Verankerungslöcher mit der entsprechenden Bohrlehre gebohrt. Hierbei ist auf eine korrekte Positionierung in Richtung der Glenoidlängsachse bzw. der Skapulaachse zu achten. In das erste Bohrloch wird ein Zapfen eingebracht, um

die Bohrlehre gegen Verdrehen zu sichern, ehe das zweite Bohrloch gebohrt wird. Jetzt erfolgt das Einsetzen einer Probepfanne. Anschließend wird die Probepfanne entfernt und das Original-Glenoids bei Bluttrockenheit mit Gentamycin-Palacos implantiert. Dazu werden die Bohrlöcher mit Hilfe von Spritzen mit Zement aufgefüllt und die Rückseite der Glenoidkomponente mit einer dünnen Lage aus Gentamycin-Palacos beschichtet. Anschließend erfolgt das Einführen der Glenoidkomponente mit den Pegs in die Bohrlöcher, das Einschlagen und die sorgfältige Entfernung sämtlicher Zementüberstände. Bis zum Aushärten des Zementes wird die Pfanne unter Druck gehalten.

Es erfolgt die erneute Umlagerung des Armes zur definitiven Schaftimplantation. Danach kann die Abdeckplatte entfernt und der Konus aufgesetzt werden. Nun kann entweder mit der Kopfeinstellanzeige oder gleich mit einem Probekopf die optimale Position des verschieblichen Konus und der exzentrischen Probekalotte gesucht werden. Im Anschluss wird der Konus mit einem Inbusschlüssel arretiert. Die Kopfgröße (39 bis 53), die Position der Einstellanzeige in Bezug auf den Konus (1 bis 12) und die Stellung des Konus gegenüber dem Schaft (-3 bis +3) werden dokumentiert. Danach wird die Kopf-Einstellanzeige entfernt. Jetzt wird die Probekalotte zur Überprüfung der Exzentrizität aufgesetzt. Probereposition und Probeartikulation zeigen, ob die Einstellungen korrekt sind. Danach können die Probekomponenten entfernt werden und der Orginalschaft wird im Prothesenhalter fixiert. Dann erfolgt das Einstellen des Konus auf den zuvor bestimmten Wert. Anschließend wird er mit dem Drehmomentschlüssel fixiert. Jetzt wird der Originalkopf in der zuvor bestimmten Exzenterposition aufgesetzt und durch Aufschlagen endgültig fixiert. Danach erfolgt das Einschlagen eines zementfreien Prothesenschaftes in der entsprechenden Größe. Alternativ kann der Schaft zementiert werden.

Es folgen die Reposition des Gelenkes und die nochmalige Probeartikulation. Als Nächstes wird die Wunde ausgiebig gespült und die Subskapularissehne in „double row“-Technik mittels transossär vorgelegter Fäden und weichteiliger Fixation der als Haltefäden vorgelegten Fäden am Sehnenrand reinseriert. Bei Bedarf werden zusätzliche Adaptationsnähte mit Vicryl gelegt sowie danach das Rotatorenintervalls genäht. Zum Schluss erfolgen die Einlage einer Redondrainage und der schichtweise Wundverschluss.

#### **4.7.2. Nachbehandlung**

Postoperativ wird eine Ruhigstellung im Gilchrist-Verband für 24 Stunden durchgeführt. Der Arm wird danach für insgesamt 3 Wochen auf einem Armabduktionskissen mit ca. 30° Abduktion gelagert. Eine Wechsellagerung mit Verwenden eines Armabduktionskissen am Tag und eines Gilchristverbandes zur Nacht ist möglich. Mit der frühfunktionellen Nachbehandlung wird ab dem 1. postoperativen Tag begonnen. Eine passive und aktiv assistierte Beübung im schmerzfreien Raum ist bis auf 90° in der Abduktion und Anteversion bis zur 6. Woche zu steigern. Hierbei ist auch der Einsatz einer Motorbewegungsschiene vorgesehen. Die Retroversion und Außenrotation sind nicht erlaubt. Die aktive Innenrotation ist zu diesem Zeitpunkt nicht möglich. Begleitend werden eine Haltungsschulung (zum Beispiel „kurzer Fuß“ nach Janda) und eine Koaktivierung nach Brunkow durchgeführt. Die Patienten werden in der Regel nach einer Woche Klinikaufenthalt entlassen. Mit Abschluss der Wundheilung ist die Beübung im Therapiebad erlaubt. Nach der 3. Woche ist eine Anschlussheilbehandlung möglich. Ab der 4. – 6. Woche postoperativ kommt zu der bisherigen passiven Beübung noch die Außenrotation bis 20° hinzu. Aktiv ist nun die Anteversion und Abduktion bis 90° mit Überwindung der Eigenschwere erlaubt. Eine aktive Innenrotation gegen Widerstand ist nicht gestattet, jedoch eine leichte assistive Beübung. Ab der 7. Woche kann aktiv bis zum vollen Bewegungsausmaß gesteigert werden (individuell angepasst). Im Focus steht das Training der Schulterfixatoren. Während der gesamten Therapie sind ergänzend die Heiße Rolle, Kryotherapie, Massagen und bei Bedarf Lymphdrainage anzuwenden. Die postoperative Analgesieeinstellung mit interskalenärem Schmerzkatheter und oralen Analgetika gehört ebenso dazu.

#### **4.8. Statistische Auswertung**

Für die Datenauswertung wurden die bekannten und üblichen statistischen Größen Minimum, Maximum, Mittelwert  $[\bar{x}]$ , Median, Standardabweichung  $[SD]$ , Varianz (Streuungsmaß) und Verteilung ermittelt.

Es wurden zur vergleichenden Untersuchung des Constant-Scores präoperativ und zur NU entsprechend der jeweiligen Fragestellung Fallgruppen gebildet. Dies

sind im Einzelnen die Abhängigkeiten von den Grunderkrankungen mit 6 Untergruppen, die Abhängigkeit von der Glenoidform nach Walch mit 5 Untergruppen und die Abhängigkeit von der Verankerung der Schaftkomponente mit 2 Untergruppen. Die Beurteilung erfolgte anhand des Wilcoxon-Two-Sample-Tests bei den Untersuchungen mit jeweils 2 Untergruppen. Die Beurteilung der Abhängigkeit des Constant-Scores gegenüber den Grunderkrankungen und den Glenoidformen nach Walch wurde mit dem Kruskal-Wallis-Test durchgeführt.

Die einzelnen Komponenten des Constant-Scores wurden im Verlauf des Untersuchungszeitraums verglichen.

Die Signifikanz zwischen RLL und den Glenoid-Typen nach Walch wurde mit dem  $\chi^2$ -Test untersucht.

Um eine Aussage über die Progredienz der Stärken der RLL zu treffen, erfolgte der Vergleich mit den radiologischen Aufnahmen zum Zeitpunkt der Entlassung und zur NU mittels t-Test für verbundene Stichproben.

Zusätzlich wurden noch zwei Gruppen mit unterschiedlichen NU-Zeiten gebildet. Die erste weist eine Nachuntersuchungszeit von über 5 Jahren und die zweite eine Nachuntersuchungszeit von gleich oder unter 5 Jahren auf. Für diese Gruppen wurden die Parameter des CS und korrigierten CS mittels U-Test, dem t-Test und dem F-Test, die Ausprägung der RLL mittels Chi-2-Test auf Progredienz verglichen.

Der mögliche Zusammenhang des Constant-Scores mit den RLL wurde mit dem U-Test, dem t-Test und dem F-Test untersucht.

## 5. Ergebnisse

### 5.1. Entwicklung des Constant-Scores im Verlauf der Untersuchungsperiode in der Gesamtgruppe

Der Mittelwert des Constant-Scores betrug präoperativ 21,6 Punkte mit einer Standardabweichung von 10,8 Punkten. Der Median ergab 21,0 Punkte, das Minimum 4,0 Punkte und das Maximum 52,0 Punkte. Zur NU stieg der Mittelwert auf 64,9 Punkte mit einer SD von 17,6 Punkten. Der postoperative Median zählte 64,0 Punkte, das Minimum 20,0 Punkte und das Maximum 92,0 Punkte.

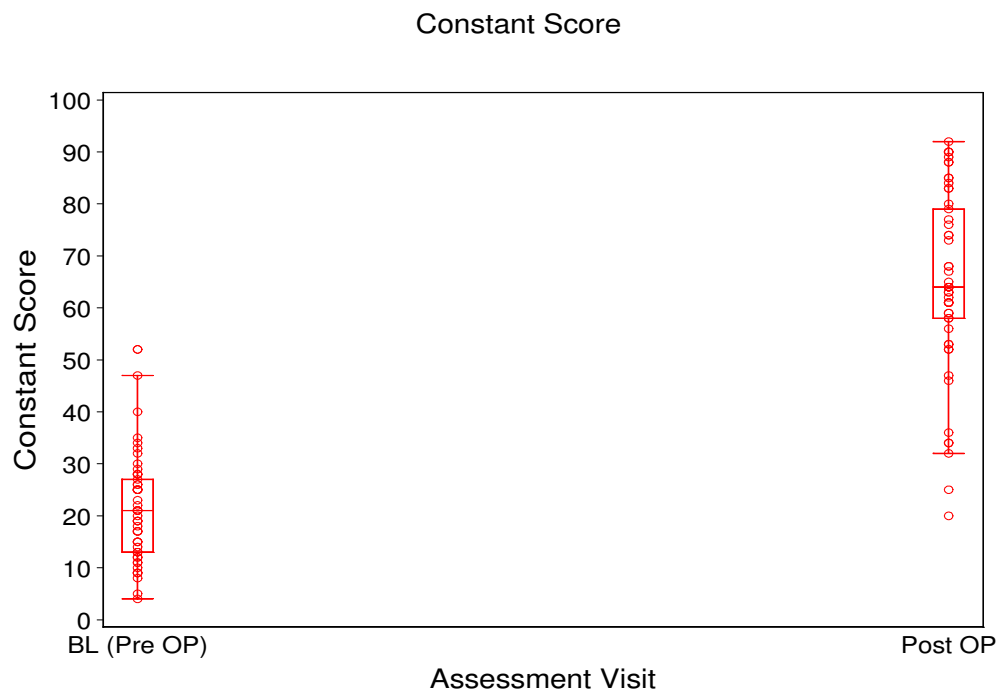


Abb. 5.1: Vergleich des präoperativen CS mit dem zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung, Mittelwert mittlere NU 59,5 Monate (48,7 - 92,5 Monate). Das obere Ende der Box entspricht dem oberen Quartil, das untere Ende dem unteren Quartil und die Horizontallinie in der Box dem Medianwert. Die Enden der Spannweitenlinien stellen jeweils das Maximum sowie das Minimum der Werte dar und die Kreise oberhalb oder unterhalb dieser Linien sind Ausreißer, die weiter als das 1,5-fache des Quartilabstandes (Quartil 25 und Quartil 75) außerhalb dieses Intervalls liegen. Anzahl der untersuchten Schultern n = 53.

Es zeigte sich ein Anstieg des Constant-Score-Mittelwertes um 43,3 Punkte ( $p < 0,001$ ). Bei keinem Patienten war eine Verschlechterung zum Nachuntersuchungszeitpunkt gegenüber der präoperativen Untersuchung festzustellen.

Im alters- und geschlechtkorrigierten Constant-Score ist eine Verbesserung des Mittelwertes von 28,3 % mit einer SD von 13,5 %, einem Median von 27,5 %, einem Minimum von 5,8 % sowie einem Maximum von 71,4 % auf einen Mittelwert von 85,7 % mit einer SD von 23,3 %, einem Median von 88,4 %, einem Minimum von 25,0 % und einem Maximum von 128,6 % zu sehen.

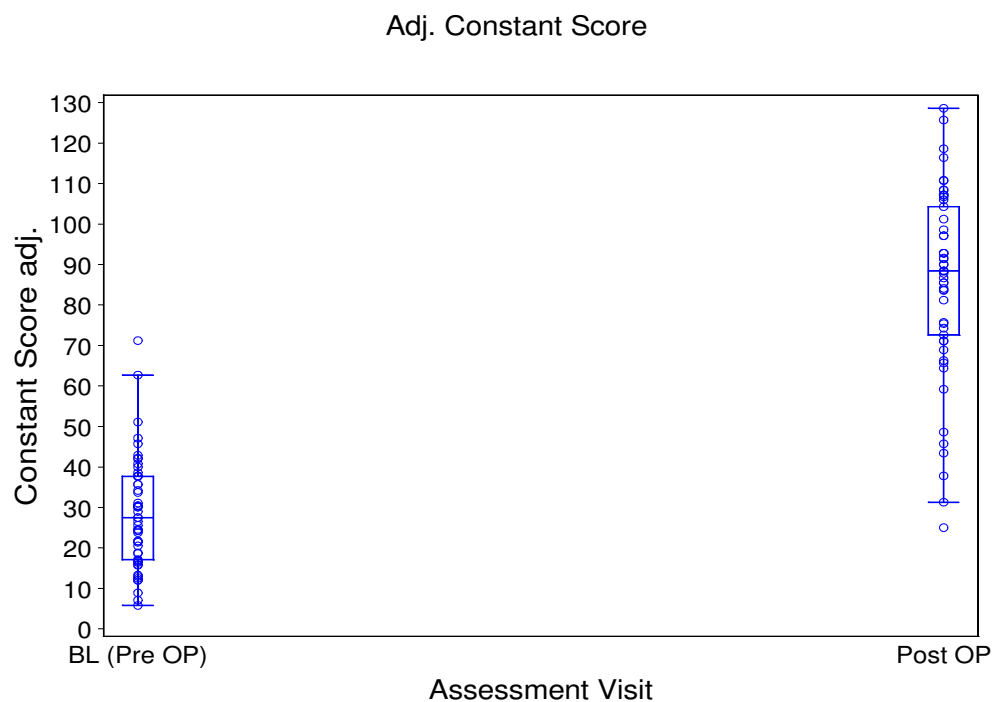


Abb. 5.2: Vergleich der Prozente präoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (59,5 Monate, 48,7 - 92,5 Monate) des alters- und geschlechtsskorrigierten Constant-Scores. Legende siehe Abb. 5.1.

## 5.2. Constant-Score in Abhängigkeit von den Grunderkrankungen

Der Constant-Score zeigte im Vergleich der einzelnen Grunderkrankungen unterschiedliche Werte, die in Tabelle 5.1 aufgezeigt werden.

<b>Constant-Score für die einzelnen Diagnosen und total</b>									
Diagnose	prä/post OP	n	Mittelwert	SD	Median	25 % Quartil	75 % Quartil	Min	Max
primäre Omarthrose	prä OP	24	20.9	9.4	20.5	14.5	25.5	9.0	52.0
	post OP	24	69.5	14.7	67.5	60.0	81.5	36.0	90.0
posttraumatische Omarthrose	prä OP	8	19.9	9.3	19.0	13.5	28.5	5.0	32.0
	post OP	8	48.3	16.1	53.5	33.0	62.0	25.0	64.0
Instabilitätsarthropathie	prä OP	7	20.3	9.8	21.0	12.0	28.0	8.0	35.0
	post OP	7	78.9	13.3	84.0	62.0	88.0	58.0	92.0
Rheumatoidarthritis	prä OP	6	24.0	15.1	20.0	13.0	28.0	11.0	52.0
	post OP	6	62.5	12.1	60.5	53.0	64.0	52.0	85.0
avaskuläre Humeruskopfnekrose	prä OP	2	43.5	5.0	43.5	40.0	47.0	40.0	47.0
	post OP	2	71.0	8.5	71.0	65.0	77.0	65.0	77.0
epiphysäre Dysplasie	prä OP	2	25.0	0	25.0	25.0	25.0	25.0	25.0
	post OP	2	64.5	16.3	64.5	53.0	76.0	53.0	76.0
fehlverheilte Frakturen (Fr. sequelae)	prä OP	2	7.0	4.2	7.0	4.0	10.0	4.0	10.0
	post OP	2	42.0	31.1	42.0	20.0	64.0	20.0	64.0
Chondromatose	prä OP	1	15.0	-	15.0	15.0	15.0	15.0	15.0
	post OP	1	34.0	-	34.0	34.0	34.0	34.0	34.0
Infektarthritis	prä OP	1	33.0	-	33.0	33.0	33.0	33.0	33.0
	post OP	1	68.0	-	68.0	68.0	68.0	68.0	68.0
Total	prä OP	53	21.6	10.8	21.0	13.0	27.0	4.0	52.0
	post OP	53	64.9	17.6	64.0	58.0	79.0	20.0	92.0

Tabelle 5.1: Constant-Score in Abhängigkeit von Grunderkrankung präoperativ und zur NU mit Angabe der Anzahl n, dem Mittelwert, der Standardabweichung SD, dem oberen Quartil und unteren Quartil, Minimum und Maximum.



Die besten Werte im Constant-Score erzielten die Patienten mit einer Instabilitätsarthropathie mit präoperativ durchschnittlich 20,3 Punkten und bei der Nachuntersuchung mit 78,9 Punkten. Die zweitbesten Werte erreichten die Patienten mit primärer Omarthrose mit präoperativ 20,9 Punkten und zur Nachuntersuchung mit 69,5 Punkten. Es folgen die Patienten mit einer Rheumatoid-Arthritis mit präoperativ im Durchschnitt 24,0 Punkten und zur Nachuntersuchung mit 62,5 Punkten. Bei Patienten mit posttraumatischer Omarthrose wurden präoperativ im Durchschnitt 19,9 Punkte und zur NU 48,3 Punkte registriert. Die fehlverheilten Frakturen (Fracture sequelae) wiesen präoperativ im Durchschnitt 7 Punkte und zur NU 42 Punkte auf. Die Gruppe „verschiedener anderer Grunderkrankungen“ hatte präoperativ im Durchschnitt 27,1 Punkte und zur NU 58,5 Punkte aufgewiesen (Abb. 5.3). Der H-Test beträgt  $p = 0,021$ . Es besteht somit ein signifikanter Unterschied zwischen den Constant-Scores der einzelnen Grunderkrankungen.

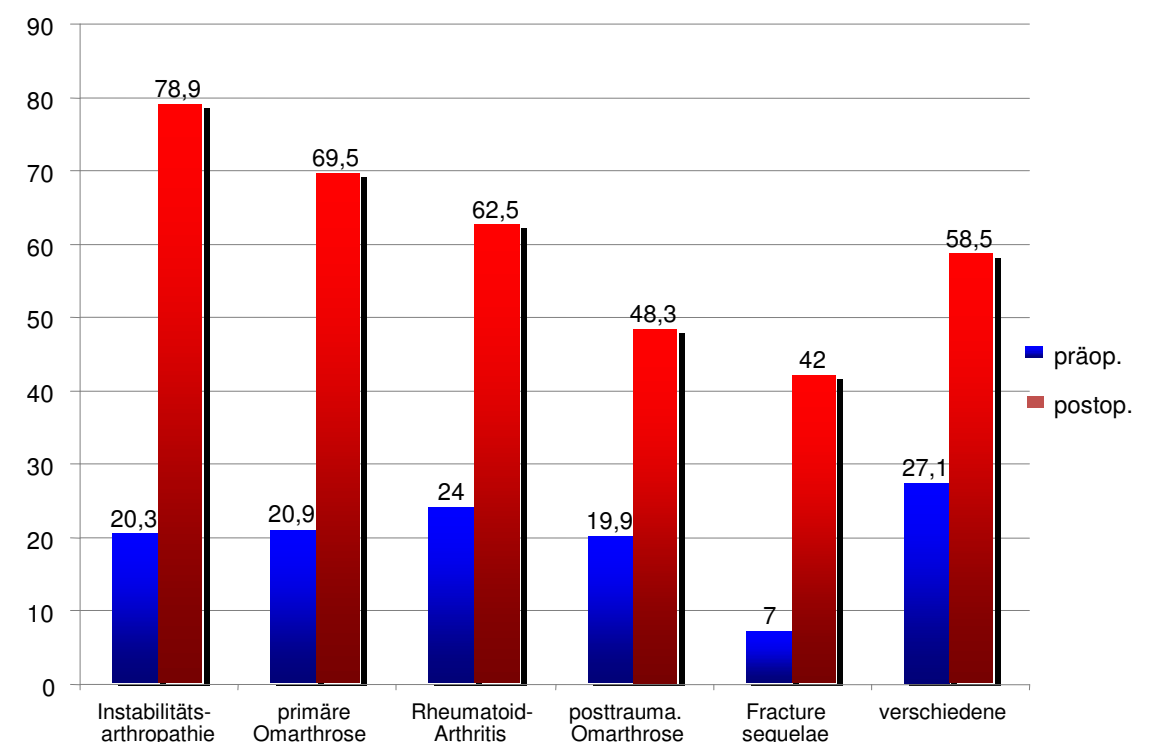


Abb. 5.3: Constant-Score im Vergleich der Grunderkrankungen präoperativ und postoperativ, Affinis-Total-Prothesen,  $n = 53$ , NU 5 Jahre.

Erwartungsgemäß zeigten sich im alters- und geschlechtskorrigierten Constant-Score analoge Verhältnisse. Er stieg von präoperativ 28,3 % auf 85,4 % zur NU.

Die Patienten mit einer Instabilitätsarthropathie als Indikation hatten die größte Verbesserung von präoperativ durchschnittlich 24,6 % auf 95,9 % zur NU. Auch die Patienten mit einer primären Omarthrose zeigten eine deutliche Verbesserung von 27,9 % auf 93,6 % zur NU, gefolgt von den Patienten mit einer Rheumatoid-Arthritis mit präoperativ im Durchschnitt 32,6 % und zur Nachuntersuchung mit 85,3 %. Die Patienten mit posttraumatischer Omarthrose hatten präoperativ im Mittel 28,0 % und zur NU 68,3 %. Die fehlverheilten Frakturen (Fracture sequelae) hatten präoperativ einen Durchschnitt von 9,2 % und zur NU 58,9 %. Die verschiedenen anderen Grunderkrankungen hatten präoperativ im Mittel 36,7 % und zur NU 74,9 % (Abb. 5.4).

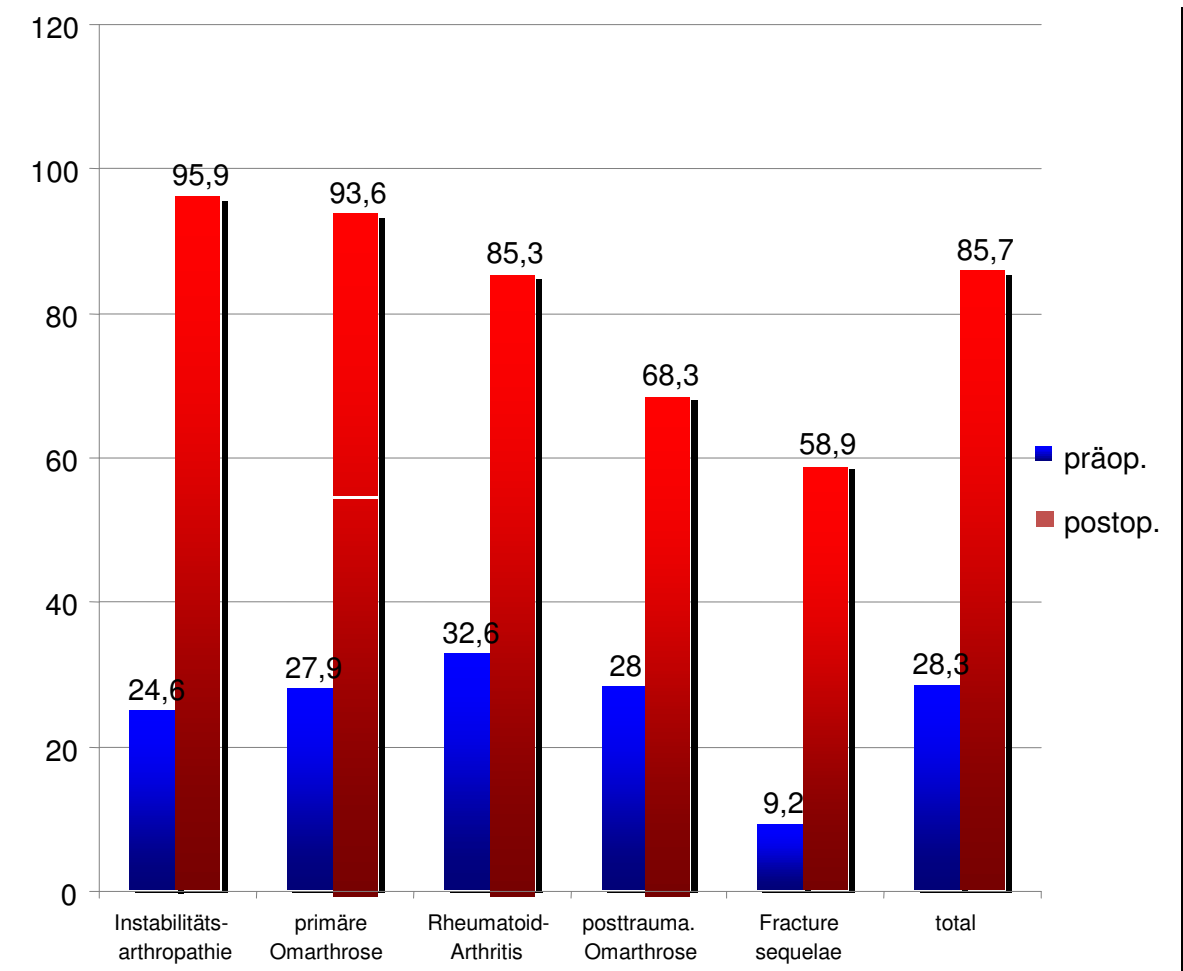


Abb. 5.4: Alters- und geschlechtskorrigierter CS im Vergleich der Grunderkrankungen präoperativ und zur NU, Affinis-Total-Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

Die niedrigsten Werte zur NU wies der Patient mit der Chondromatose auf. So wurden präoperativ 16,7 % und zur NU 37,8 % registriert.

In der Abbildung 5.5 werden ausgewählte Ergebnisse des Delta-Constant-Scores dargestellt, im Einzelnen das Gesamtergebnis mit 43,3 Punkten, die primären Omarthrosen mit durchschnittlich 48,8 Punkten, die posttraumatischen Omarthrosen mit durchschnittlich 28,4 Punkten. Die fehilverheilten Frakturen (Fracture sequelae) hatten im Durchschnitt eine Besserung um 35,0 Punkte. Die Patienten mit Rheumatoid-Arthritis hatten eine Besserung um 38,5 Punkte. Nicht enthalten in der Abbildung 5.5 sind der Fall von Chondromatose mit 19 Punkten, die 2 Fälle mit epiphysärer Dysplasie mit einer Verbesserung um durchschnittlich 39,5 Punkte, die Infektarthritis mit einer Steigerung um 35 Punkte und die Instabilitätsarthropathien mit einer Steigerung von 58,6 Punkten.

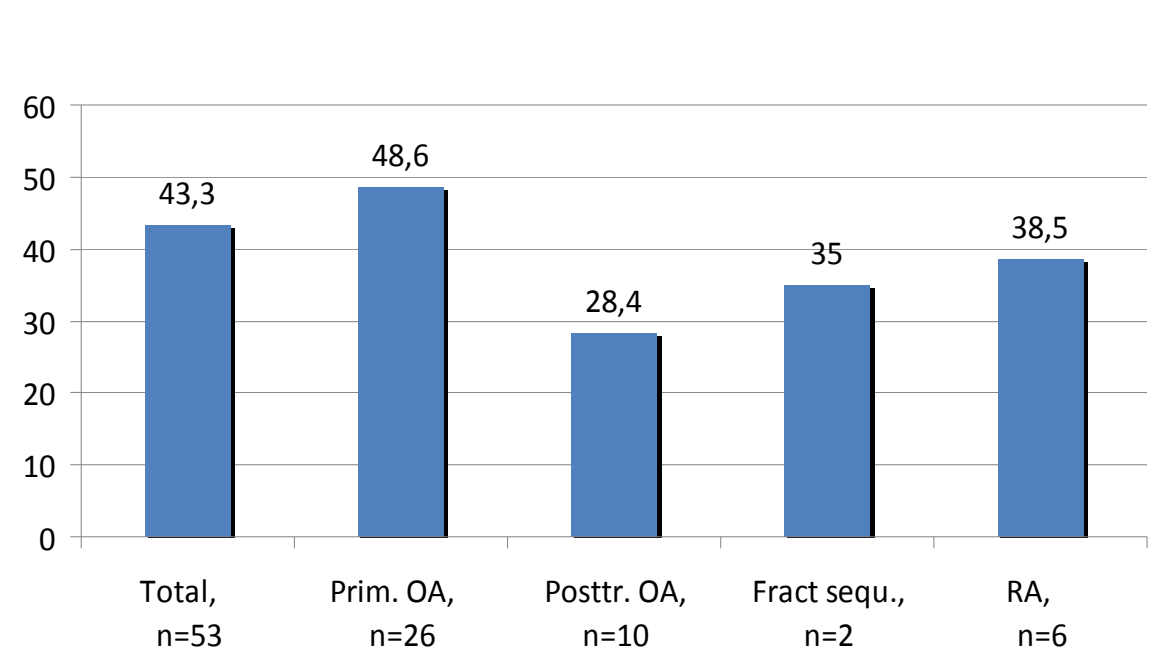


Abb. 5.5: Delta-Constant-Score im Vergleich der Grunderkrankungen, Affinis-Total-Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

### 5.3. Korrigierter Constant-Score im Vergleich zementierte und unzementierte Schaftkomponente

Die Implantation der anatomischen Affinis-Schultertotalendoprothesen erfolgte im Schaftbereich in 29 Fällen zementfrei und in 24 Fällen zementiert, d.h. im

Verhältnis 1,2:1. Der ermittelte korrigierte Constant-Score lag bei den zementfreien Schaftkomponenten präoperativ im Durchschnitt bei 29,4 % mit einer SD von 13,0 %. Der Median betrug 30,1 % bei einem Minimum von 8,9 % und einem Maximum von 62,7 %. Bei der Nachuntersuchung zeigte sich ein durchschnittlicher korrigierter CS von 86,3 % mit einer SD von 23,9 %. Der Median betrug 87,8 % mit einem Minimum von 25,0 % und einem Maximum von 125,7 %.

Bei den Patienten mit einem zementierten Schaft betrug der präoperative korrigierte CS im Mittelwert 26,9 %, mit einer SD von 14,3 %. Der Median betrug 24,1 % bei einem Maximum von 71,2 % und einem Minimum von 5,8 %. Der durchschnittliche postoperative korrigierte CS stieg auf 85,0 % mit einer SD von 23,0 %. Der Median betrug 89,2 % mit einem Minimum von 31,3 % und einem Maximum von 128,6 % (Abb.5.6). Im U-Test zeigte sich ein p-Wert von 0,555 und somit kein signifikanter Unterschied zwischen den Prothesen mit zementiertem Schaft und den Prothesen mit unzementiertem Schaft.

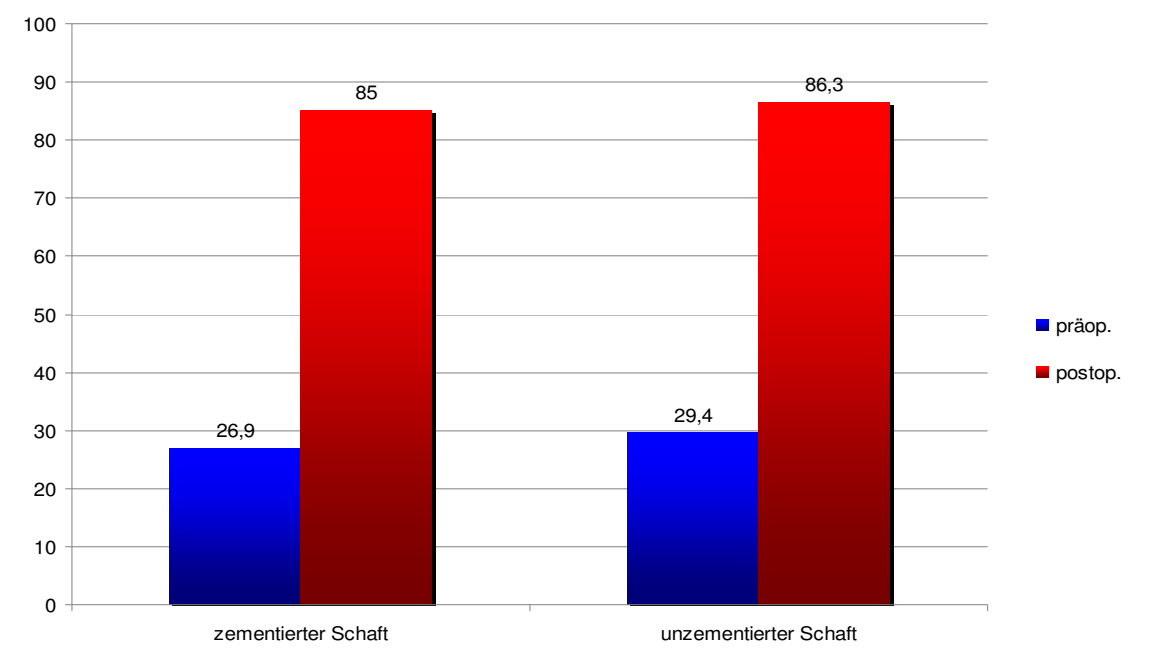


Abb. 5.6: Mittelwerte des korrigierten Constant-Scores nach zementierter und unzementierter Schaftkomponente, Affinis-Total- Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

## 5.4. Ergebnisse der einzelnen Komponenten des Constant-Scores

### 5.4.1. Isometrische Kraft

Die präoperative Messung zeigte einen durchschnittlichen Kraftwert von 2,4 Punkten mit einem Minimum von 0 Punkten und einem Maximum von 21 Punkten, die SD betrug 4 Punkte. Zum Nachuntersuchungszeitpunkt betrug der durchschnittliche Kraftwert 13,2 Punkte mit einem Minimum von 1 Punkt und einem Maximum von 25 Punkten, die SD betrug 8 Punkte (Abb. 5.7).

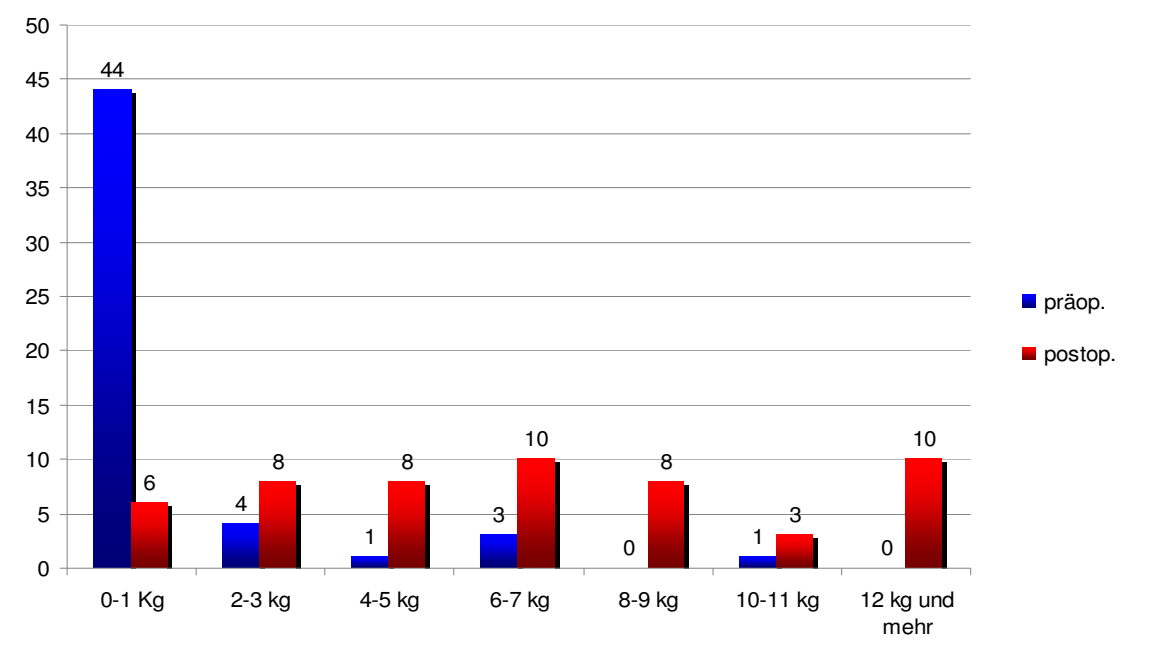


Abb. 5.7: Gegenüberstellung Kraftmessung präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total- Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

Die deutlichste Steigerung der Kraft konnte in der Gruppe der Instabilitätsarthropathien gemessen werden mit einem präoperativen Durchschnittswert von 3,1 Punkten und einem Minimum von 0 Punkten sowie Maximum von 9,0 Punkten. Die SD betrug hierbei 3,3 Punkte. Zur NU waren es im Mittel 21 Punkte mit einem Minimum von 13 Punkten, einem Maximum von 25 Punkten und einer SD von 5,2 Punkten.

### 5.4.2. Subjektive Zufriedenheit

Die subjektive Zufriedenheit spiegelt sich in der Schmerzwahrnehmung und den Möglichkeiten im Rahmen der Alltagsaktivitäten wider. Zusammengefasst erzielten die subjektiven Beurteilungskriterien eine Ausgangspunktzahl im arithmetischen Mittel von 9,6 Punkten, die zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf durchschnittlich 27,2 Punkte anstieg und somit auf 77,7 % der möglichen Höchstpunktzahl.

#### *Schmerzen*

Der Schmerz gehört zu den subjektiven Parametern des Constant-Scores und ist für die meisten Patienten der entscheidende Parameter zur Beurteilung des Gesamterfolges der Versorgung mittels Schulter-Totalprothese (Abb. 5.8).

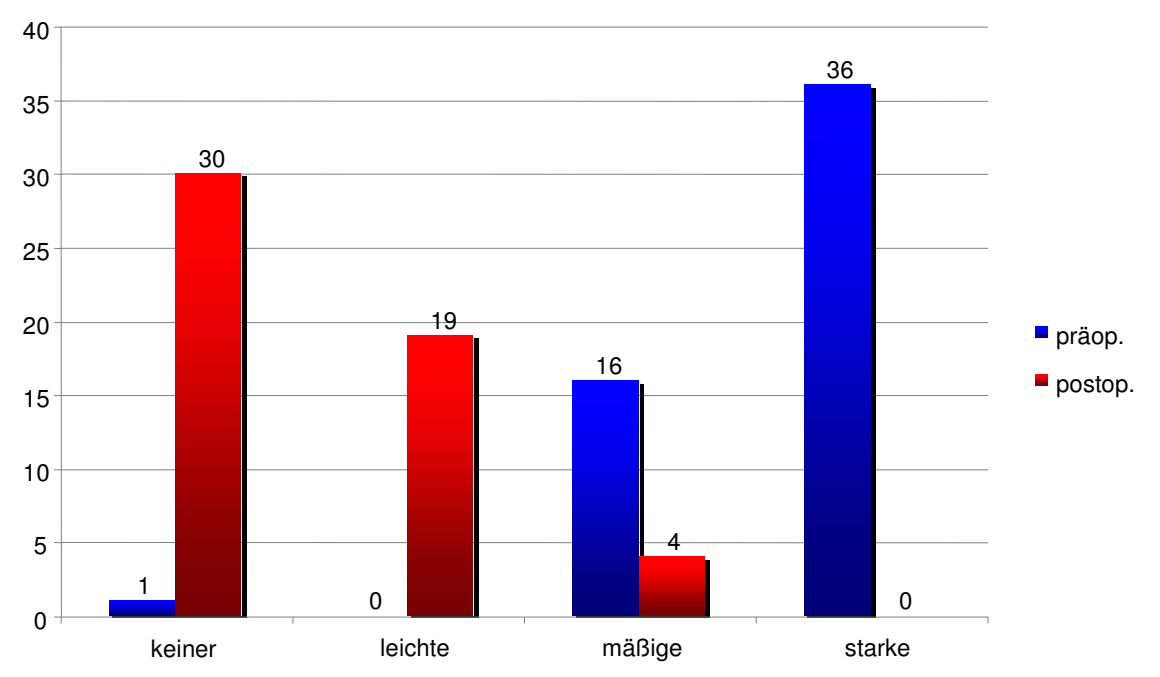


Abb. 5.8: Gegenüberstellung Schmerz präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total-Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

Am Tag vor der Implantation erfolgte die Erstbefragung mit einer Schmerzangabe von 2,0 Punkten im Durchschnitt bei einer SD von 3 Punkten. Es wurde sowohl der Minimalwert 0 Punkte, als auch der Maximalwert von 15 Punkten angegeben.

Bei der Nachuntersuchung gaben die Patienten 49 x (92,5 %) an, keine oder nur leichte Schmerzen zu verspüren. Im Durchschnitt wurde ein Wert von 12,5 Punkten erreicht mit einer SD von 3,2 Punkten. Das Minimum lag jetzt bei 5 Punkten und das Maximum bei 15 Punkten.

### *Schlafstörungen*

Die Befragung in Bezug auf Schlafstörungen, die durch die operierte Schulter hervorgerufen werden, wurde von 2 Patienten mit ja beantwortet. Sie würden regelmäßig schmerzbedingt aufwachen. Dies sind 3,8 % der Patienten. 7 Patienten und somit 13,2 % erhielten 1 Punkt, da sie angaben, ab und zu durch die Folgen der Schulteroperation aufzuwachen, weil sie sich in ihrem Schlaf gestört fühlten. Die restlichen befragten 44 Patienten gaben an, durch die operierte Schulter keine Störungen im Schlaf zu verspüren. Dies entspricht einem Durchschnittswert von 1,8 Punkten und SD von 0,5 Punkten (Abb.5.9).

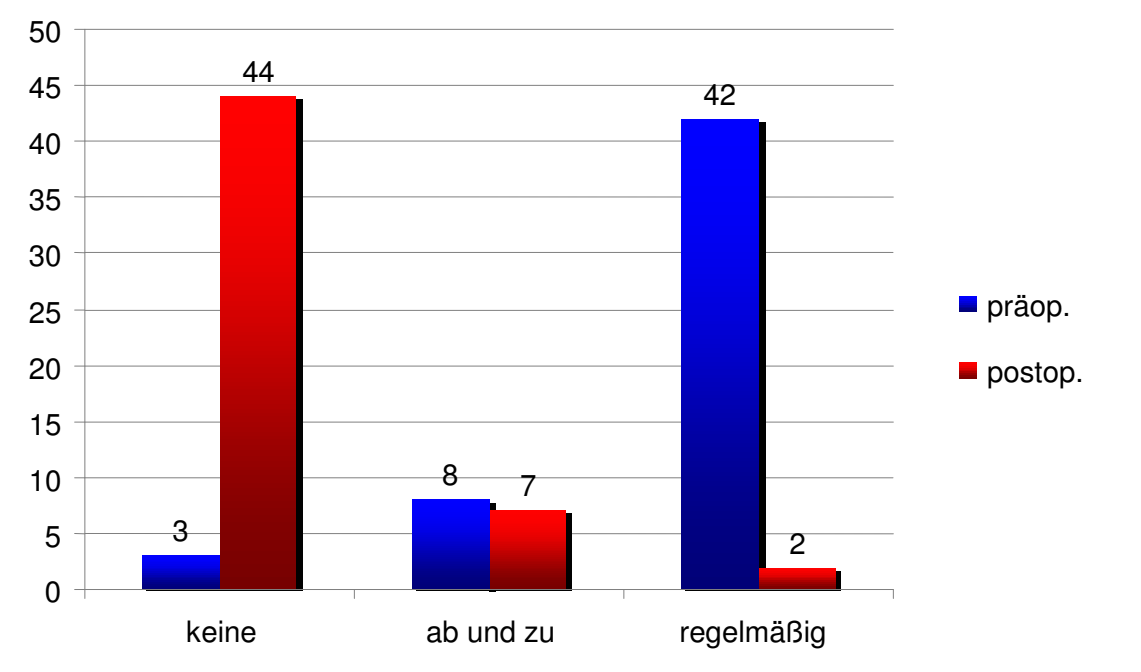


Abb. 5.9: Gegenüberstellung Schlafstörungen präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total- Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

### Ausübung von beruflichen Tätigkeiten

Bei der Befragung wurde nach den Einschränkungen im Rahmen der beruflichen Tätigkeiten gefragt, sowohl bei der Ausführung von Bewegungen als auch der Einschränkungen bedingt durch Schmerzen. Da die meisten Patienten aufgrund des Alters nicht mehr berufstätig waren, wurde nach der Haupttätigkeit im Alltag gefragt und diese als Maßstab verwendet (Abb. 5.10).

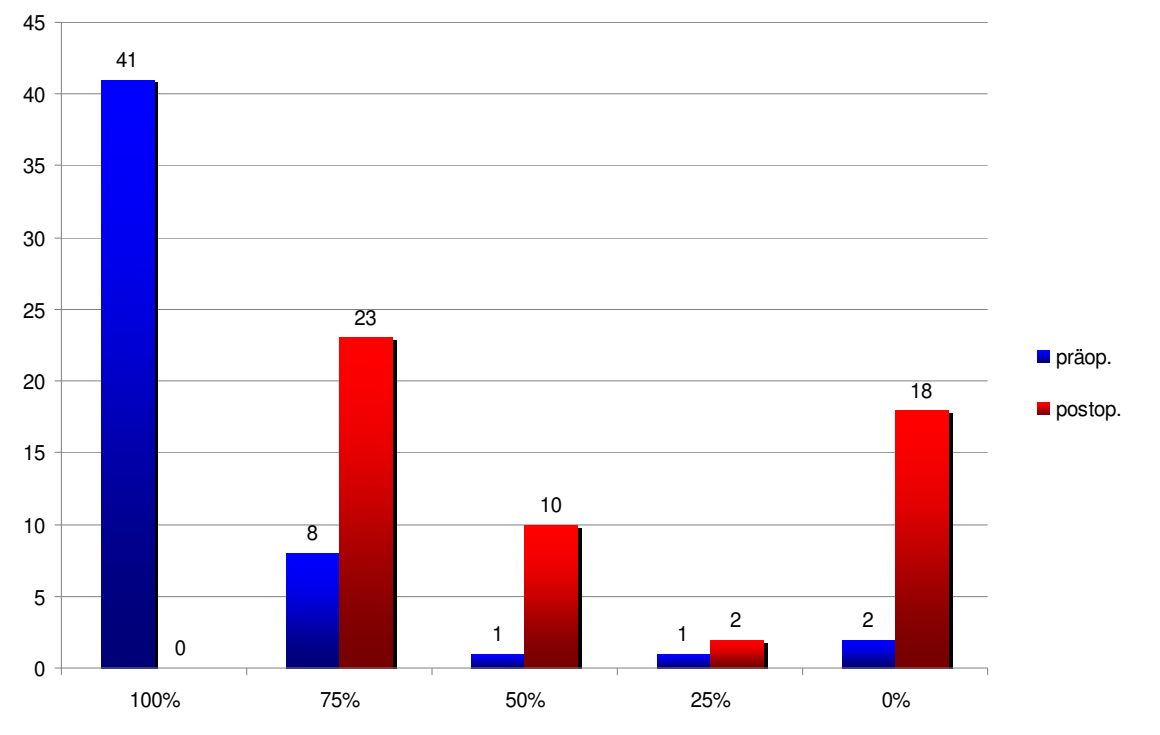


Abb. 5.10: Gegenüberstellung Arbeitsunfähigkeit präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total-Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

Die volle Punktzahl von 4 Punkten erreichten zur NU insgesamt 18 von 53 Patienten, also 34 %. Diese gaben an, keinerlei Beeinträchtigungen im Beruf oder bei ihrer Haupttätigkeit zu verspüren. 43,4 % der Patienten fühlten sich mit 3 Punkten weniger als die Hälfte in ihrer Leistungsfähigkeit eingeschränkt. 10 Patienten gaben an, nur zu 50 % ihrer beruflichen Tätigkeiten bzw. Haupttätigkeit nachgehen zu können und 2 Patienten kamen auf 1 Punkt, da sie sich zu 25 % in ihrem Beruf oder ihrer Haupttätigkeit eingeschränkt fühlten. Kein Patient gab 0 Punkte an. Hieraus resultiert für die Arbeitsfähigkeit ein arithmetisches Mittel von 3,2 Punkten mit einer SD von 1 Punkt.



### *Ausübungen von Freizeit und Sport*

Adäquat zu der Befragung über die Einschränkungen bei den beruflichen Tätigkeiten erfolgte eine Bestandsaufnahme über die Möglichkeiten im Rahmen der Freizeit (Garten, Hobby, Reisen etc.) und der sportlichen Aktivitäten. Kein Patient war in seiner Freizeit und seinen Sportaktivitäten komplett eingeschränkt. Partielle Einschränkungen gaben insgesamt 21 Patienten an und erreichten somit 2 Punkte. Bedingt durch die Implantation der Schulterprothese gaben 32 Patienten an, ihre gewohnten Freizeitaktivitäten oder sportlichen Betätigungen ausführen zu können und erhielten somit 4 Punkte. Dies entspricht einem Anteil von über 60 % der Patienten. Aus diesen Werten errechnet sich ein Punktwert von 3,2 Punkten mit einer SD von 1 Punkt (Abb. 5.11).

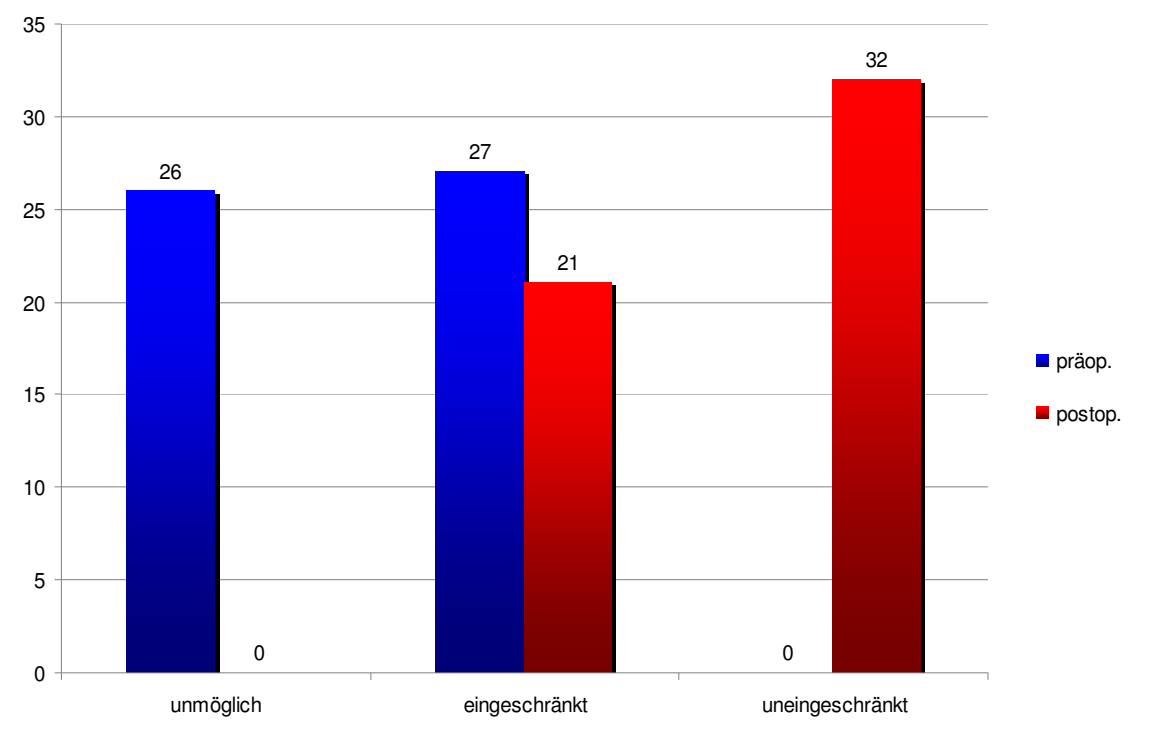


Abb. 5.11: Gegenüberstellung Einschränkung bei Freizeitaktivitäten präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total-Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

## Arbeitshöhe

Dieser Parameter gibt die maximale Höhe schmerzfreier Armhaltung beim Arbeiten an. Es wurde sowohl der direkte Schmerz ab einer bestimmten Arbeitshöhe erfasst, als auch die direkte Bewegungseinschränkung ab einer bestimmten Arbeitshöhe. Keiner der Befragten gab eine Arbeitshöhe unterhalb des Xiphoides an. Die Xiphoidhöhe gaben 4 Patienten an mit einer Punktzahl von 4. Zwei Patienten erreichten 6 Punkte mit einer Arbeitshöhe bis zum Hals und 16 erzielten 8 Punkte mit einer Arbeitshöhe bis zum Scheitel. Die Höchstpunktzahl von 10 Punkten bei Arbeiten über Kopfhöhe wurde 31 x vergeben und somit bei 58 % der Patienten. Bei der Berechnung des arithmetischen Mittelwertes ergibt sich somit eine Punktzahl von 8,8 Punkten bei einer SD von 1,8 Punkten (Abb.5.12).

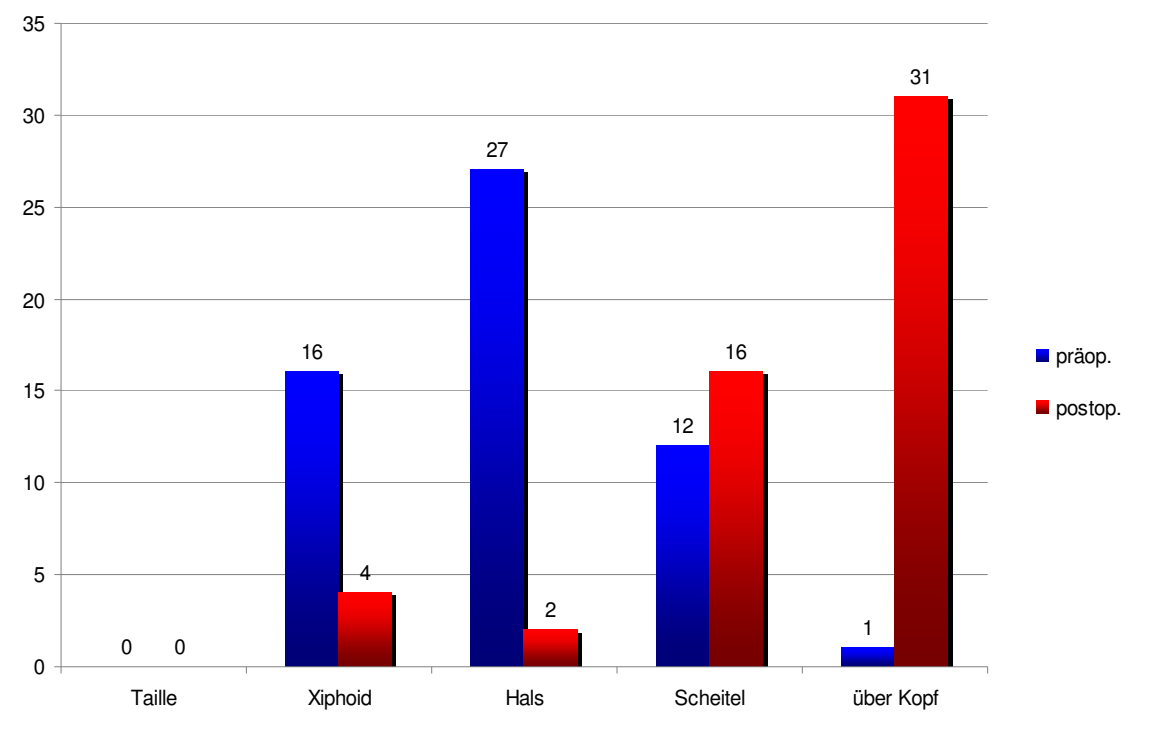


Abb. 5.12: Gegenüberstellung der Arbeitshöhe ohne Schmerzen präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total- Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

### 5.4.3. Aktiver Bewegungsumfang des Schultergelenkes

Aufgrund der Bedeutung einer guten Beweglichkeit für die Gesamtfunktion des Gelenkes nimmt auch im Constant-Score die Beurteilung derselben einen wichtigen Platz ein. Die einzelnen Untersuchungen dienen der Beurteilung der Abduktion, der Anteversion sowie der kombinierten Bewegungen von Außenrotation und Innenrotation.

#### *Abduktion*

Bei der Abduktion werden die Punkte für den Constant-Score anhand einer Einteilung in 6 Bewegungsgrade mit einem Umfang von jeweils 30° berechnet. Bei der präoperativen Messung erreichten die Patienten im Durchschnitt eine Abduktion von 52,4° mit einem Minimum von 15° sowie einem Maximum von 135° und einer SD von 28,8°.

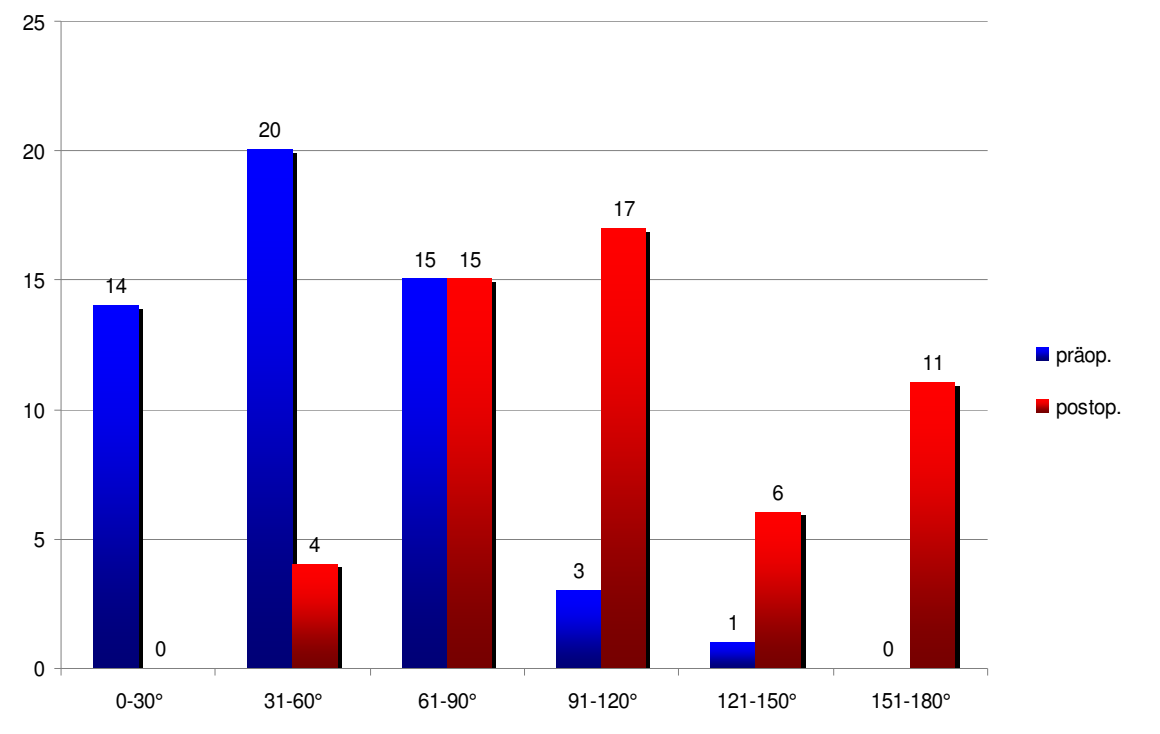


Abb. 5.13: Abduktion des Schultergelenkes präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total- Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

Anlässlich der Bestimmung zur NU zeigte sich ein Durchschnittswert von 109,5° mit einem Minimum von 45° und einem Maximum von 165°. Die SD betrug hierbei 36,5°. Die einzelnen präoperativen Werte und die Werte zur NU sind in Abb. 5.13 aufgeführt.

### *Anteversion*

Die Anteversion wird im gleichen Maß wie die Abduktion mit einer Aufteilung in 6 Bewegungsgrade gemessen. Vor der operativen Versorgung hatten die Patienten eine durchschnittliche Anteversion von 71° mit einem Minimum von 15° und einem Maximum von 135°. Die SD betrug 28,8°. Bei der Nachuntersuchung war der Durchschnittswert 128,2° mit einem Minimum von 15° und einem Maximum von 165° bei einer SD von 43,5°. Im nachfolgenden Diagramm Abb. 5.14 werden die Ergebnisse der Untersuchungen in Abhängigkeit vom Bewegungsgrad dargestellt.

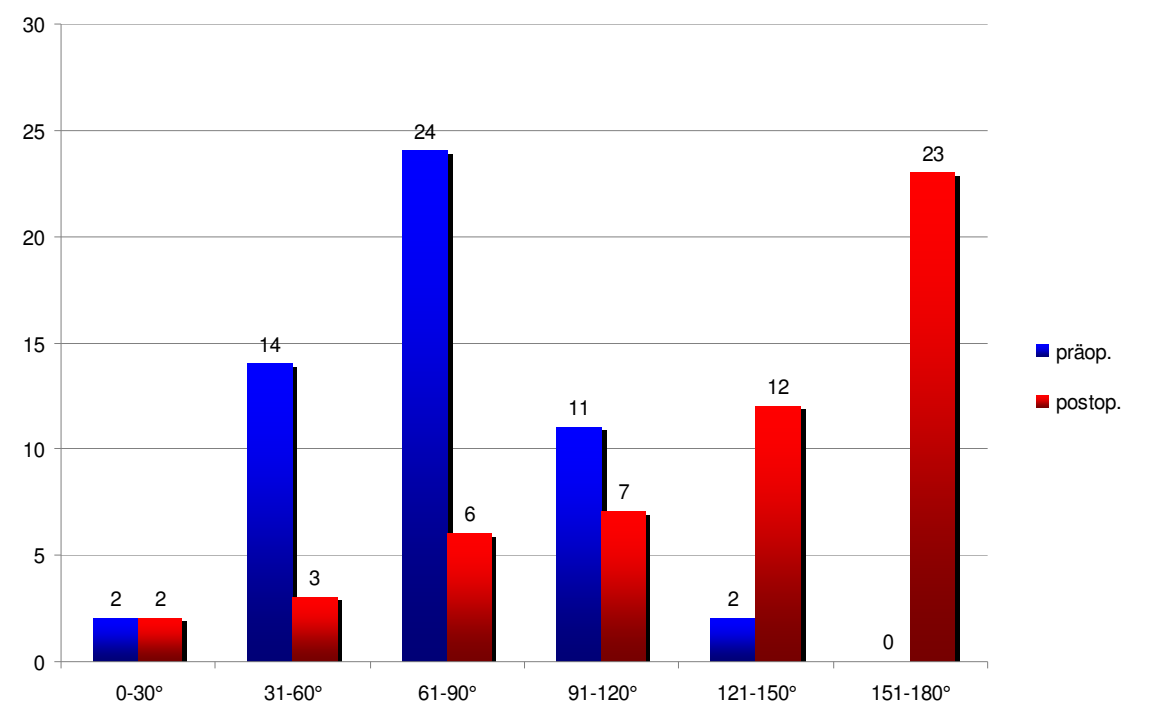


Abb. 5.14: Anteversion des Schultergelenkes präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total-Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

## Außenrotation

Die Beurteilung der Außenrotation erfolgt über die Stellung der Hand der zu untersuchenden Seite und des dazugehörigen Ellenbogens. Es werden 5 Stellungen mit jeweils 2 erzielbaren Punkten gewertet. Maximal können folglich 10 Punkte erreicht werden. Die Abbildung 5.15 zeigt das Diagramm mit den Kombinationsbewegungen zur Beurteilung der Außenrotation im Vergleich präoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung.

Präoperativ war der durchschnittliche Wert 1,2 Punkte mit einer SD von 1,7 Punkten und einem Maximum von 8 Punkten sowie einem Minimum von 0 Punkten. In der Nachuntersuchung wurde ein durchschnittlicher Punktwert von 7 erreicht mit einer SD von 2,7 Punkten und einem Maximum von 10 Punkten sowie einem Minimum von 0 Punkten.

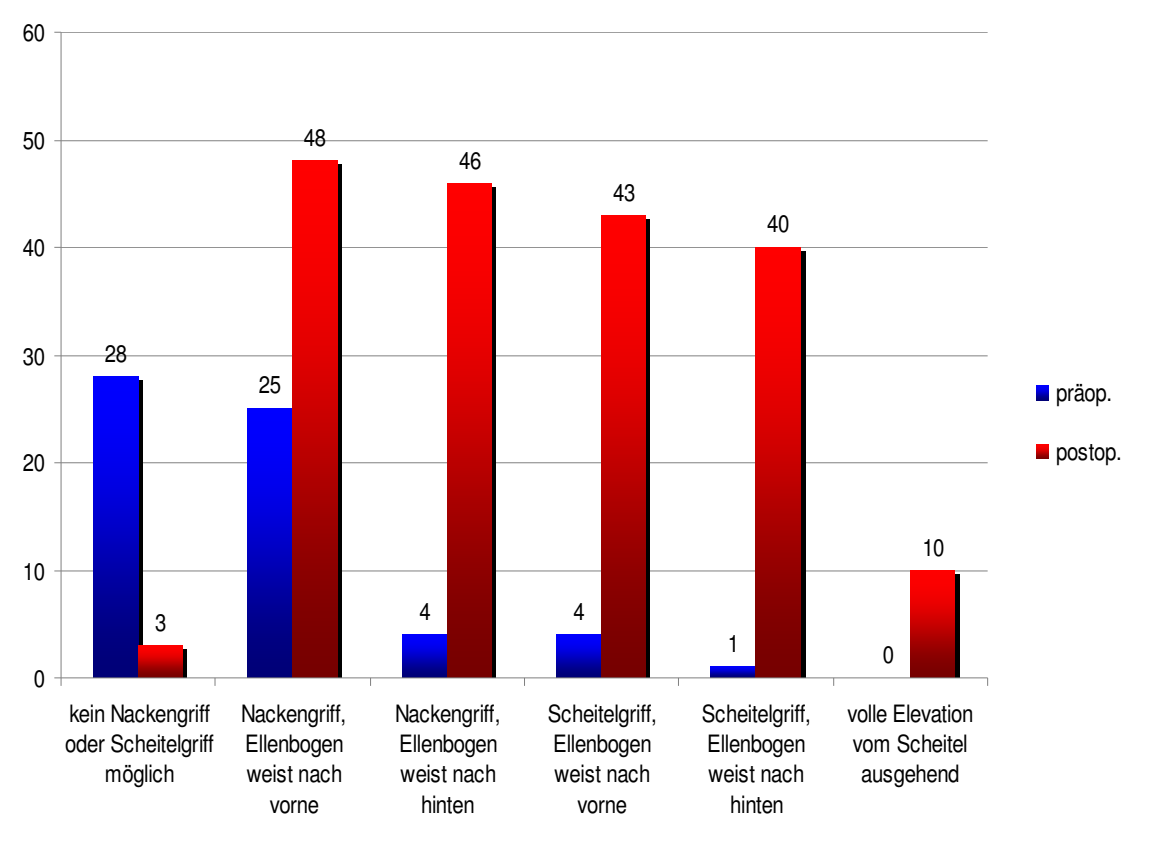


Abb. 5.15: Kombinationsbewegung zur Beurteilung der Außenrotation im Schultergelenk präoperativ und zur Nachuntersuchung, Affinis-Total-Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

### *Innenrotation*

Die Bewertung der Innenrotation erfolgte, indem der Handrücken der prothetisch versorgten Schulter entlang der Körperrückseite, von der Rumpfseite beginnend, bewegt wurde. 21 Patienten (39 %) erreichten das Gesäß und somit 2 Punkte. 4 Punkte erreichten 24 Patienten (45,3 %). Sie führten ihren Handrücken bis zum lumbosakralen Übergang. In die Höhe der Gürtellinie (Lumbalsegment L3) konnten 5 Patienten (9,4 %) ihren Handrücken führen und erhielten hierfür 6 Punkte. Nur 2 Patienten (3,8 %) erreichten die Höhe des 12. Thorakalwirbels, mit 8 Punkten. Ein Patient (1,9 %) schaffte es, den Handrücken bis zur Höhe zwischen die Schulterblätter (Thorakalsegment 7) zu führen. Daraus ergibt sich ein durchschnittlicher Punktwert für die Innenrotation von 3,7 Punkten mit einer SD von 1,8 Punkten. Präoperativ betrug der durchschnittliche Punktwert 2,2 Punkte mit einer SD von 1,8 Punkten und einem Minimum von 0 Punkten sowie einem Maximum von 10 Punkten (Abb 5.16).

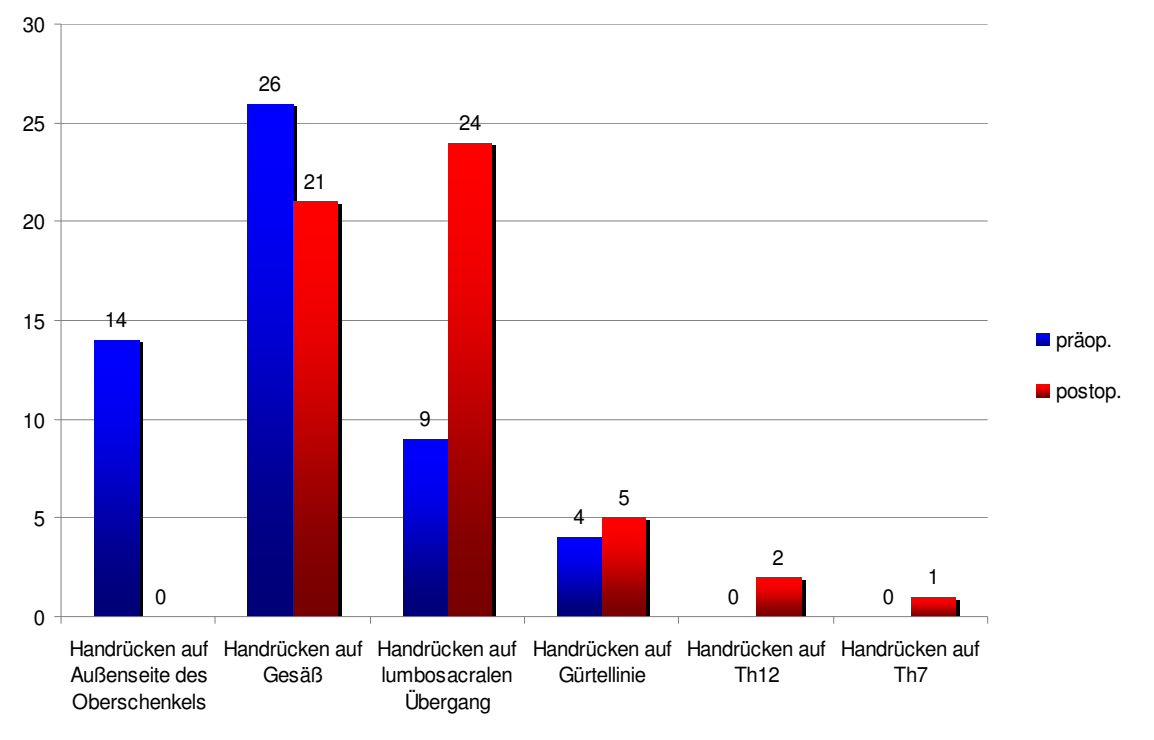


Abb. 5.16: Kombinationsbewegung zur Beurteilung der Innenrotation im Schultergelenk präoperativ und zur NU, Affinis-Total-Prothesen, n = 53, NU 5 Jahre.

### 5.5. Vergleich des Constant-Scores zwischen einer NU-Zeit von unter oder gleich 5 Jahren und einer NU-Zeit von über 5 Jahren

In diesem Vergleich konnte kein signifikanter Unterschied im CS zwischen der Gruppe (28 Fälle) mit einer NU-Zeit von gleich oder unter 5 Jahren und der Gruppe (25 Fälle) mit einer NU-Zeit von über 5 Jahren nachgewiesen werden (Tab. 5.2). Im U-Test betrug  $p = 0,318$ , im F-Test betrug  $p = 0,039$  und im t-Test betrug  $p = 0,169$ .

<b>NU-Zeit</b>	<b>n</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Standard-abweichung</b>	<b>Median</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
<= 5 Jahre	28	68,1	13,8	64,0	34,0	92,0
> 5 Jahre	25	61,2	20,8	64,0	20,0	90,0
Total	53	64,9	17,6	64,0	20,0	92,0

Tabelle 5.2: Vergleich des CS der Gruppen mit einem NU-Zeitraum <= 5 Jahre und > 5 Jahre, n = 53.

Der alters- und geschlechtkorrigierte Constant-Score zeigte im Vergleich der Gruppe mit einer NU-Zeit von gleich oder unter 5 Jahren und der Gruppe mit einer NU-Zeit von über 5 Jahren im U-Test einen p-Wert von 0,107, im F-Test einen p-Wert von 0,076 und im t-Test einen p-Wert von 0,169 und somit gleichfalls keinen signifikanten Unterschied.

## 5.6. Radiologische Ergebnisse

### 5.6.1. Schaftkomponente

Von den 53 nachuntersuchten Prothesen konnten in 48 Fällen (91 %) die Röntgenbilder ausgewertet werden. Zum einen wurde die korrekte Stellung der Kopfkomponekte hinsichtlich einer möglichen Dislokation beurteilt. Dies war bei

keiner Aufnahme der Fall. Des Weiteren erfolgte die Vermessung der RLL in den einzelnen Zonen des Schaftes. Die RLL in der Zone 8 medial und 8 lateral sind durch die Resektion bedingt und wurden somit nicht in die Beurteilung einbezogen. In den Zonen 2, 3, 4, 5 und 6 konnten keine RLL nachgewiesen werden. Bei jeweils 2,1 % der Humeruskomponenten konnte in Zone 1 oder 7 eine RLL von 0,5 - 1 mm gemessen werden (Abb. 5.17).

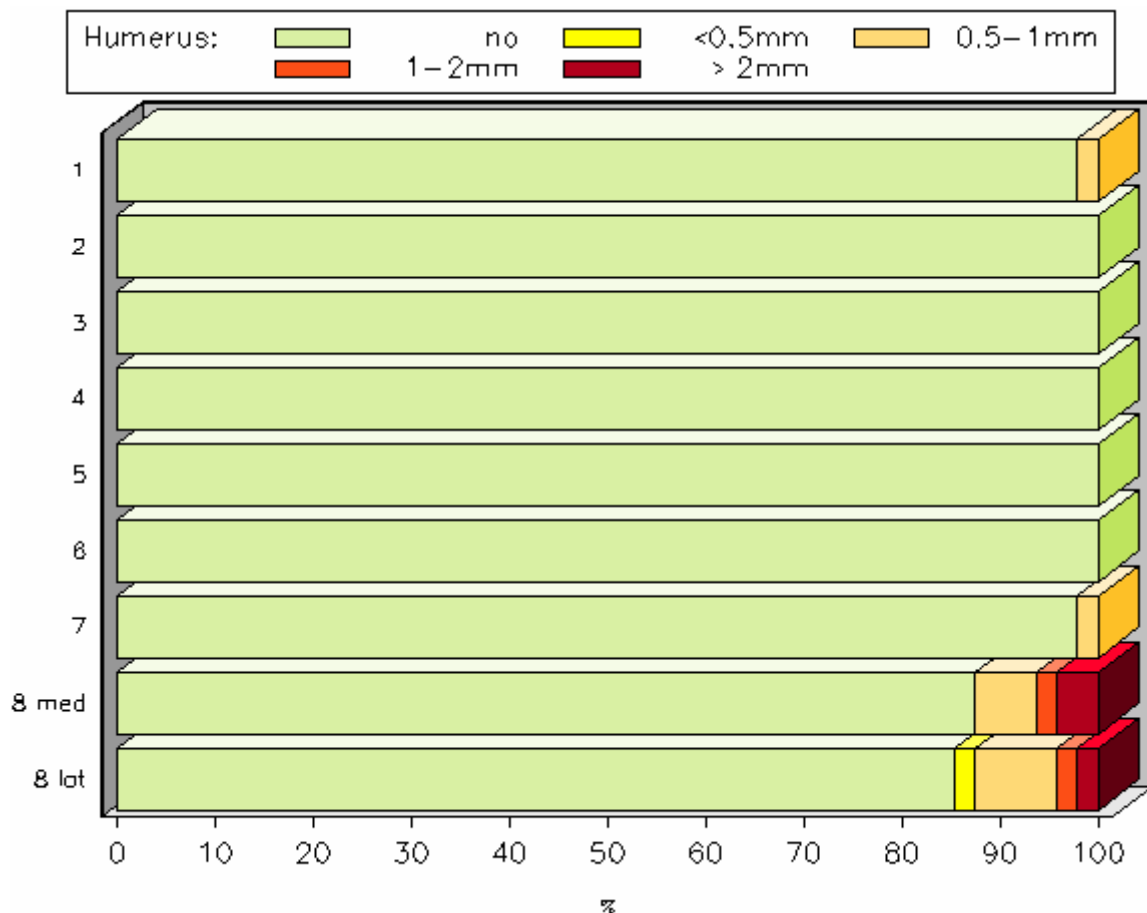


Abb. 5.17: Verteilung der RLL in den Zonen des Schaftes, n = 48, NU 5 Jahre.

### 5.6.2. Präoperative Beurteilung der Glenoidform nach Walch

Von den 53 Fällen konnten 50 Fälle (94 %) klassifiziert werden, die fehlenden 3 Fälle (6 %) waren aufgrund der unzureichenden Qualität der radiologischen Aufnahmen nicht beurteilbar. In Abb. 5.18 wird die Verteilung der Glenoidtypen nach Walch dargestellt.

Um den Einfluss der Glenoidform auf den CS zu untersuchen, wurden den einzelnen Glenoidformen nach Walch die entsprechenden durchschnittlichen CS



zugeordnet (Abb. 5.19). Der Kruskal-Wallis-Test wurde mit den präoperativen Werten und den Werten zur Nachuntersuchung durchgeführt. Präoperativ betrug der p-Wert = 0,023 im Vergleich der A-Glenoide gegenüber den B- und C-Glenoiden. Somit besteht ein signifikanter Unterschied bezüglich des CS zwischen den einzelnen Glenoidtypen mit besseren Ausgangswerten der A-Glenoide gegenüber den B- und C-Glenoiden. Der Vergleich des CS mit den Glenoidtypen nach Walch zur NU zeigte dagegen mit einem p-Wert von 0,147 keine Signifikanz.

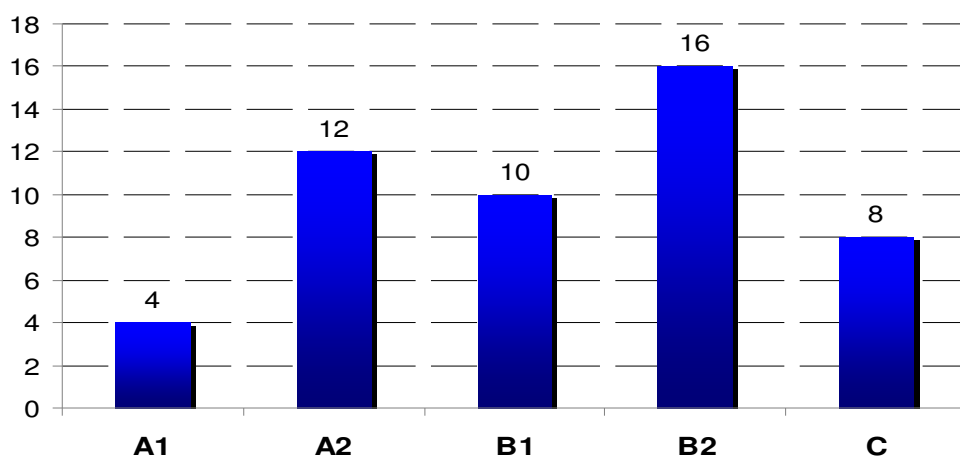


Abb. 5.18: Verteilung der Glenoidform in der Klassifikation nach Walch, n = 50. [Walch 1999].

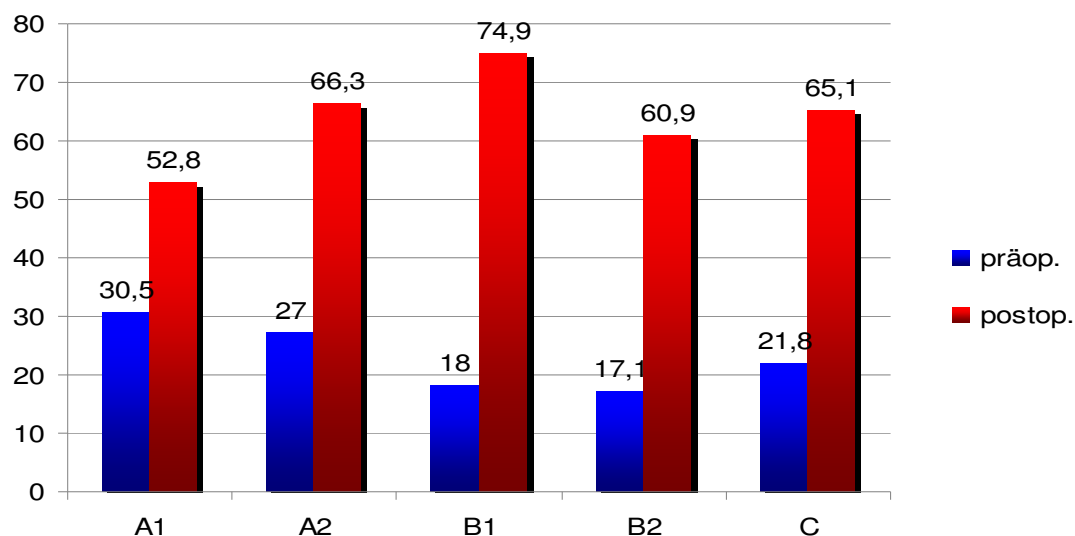


Abb. 5.19: Constant-Score präoperativ und zur NU nach Glenoidform nach Walch, Affinis-Totalendoprothesen, n = 50, NU 5 Jahre.

### 5.6.3. RLL-Messung unmittelbar postoperativ am Glenoid

Die Vermessung der RLL unmittelbar postoperativ konnte in 48 Fällen (90,6 %) durchgeführt werden. Es erfolgte eine Einteilung in 8 Zonen. Das Ausmaß der RLL wurde eingeteilt in keine, unter 0,5 mm, 0,5 - 1 mm, 1 - 2 mm und über 2 mm. Die Ergebnisse werden in Tab. 5.3 dargestellt. RLL-Stärken von 1 - 2 mm wurden nur in insgesamt 3 Zonen gemessen und RLL-Stärken über 2 mm in keinem Fall. Es fällt auf, dass die RLL vorwiegend unter der Basisplatte, aber kaum an den Pegs registriert wurden.

<b>Glenoid-Zone</b>	<b>keine</b>	<b>&lt; 0,5 mm</b>	<b>0,5 - 1 mm</b>	<b>1 - 2 mm</b>	<b>&gt; 2 mm</b>	<b>Total</b>
1	36 (75%)	3 (6,2%)	9 (18,8%)	0 (0%)	0 (0%)	48
2	47 (97,9%)	0 (0%)	1 (2,1%)	0 (0%)	0 (0%)	48
3	43 (89,6%)	1 (2,1%)	4 (8,3%)	0 (0%)	0 (0%)	48
4	48 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	48
5	41 (85,4%)	1 (2,1%)	5 (10,4%)	1 (2,1%)	0 (0%)	48
6 dorsal	38 (79,2%)	3 (6,2%)	6 (12,5%)	1 (2,1%)	0 (0%)	48
6 ventral	41 (85,4%)	1 (2,1%)	5 (10,4%)	1 (2,1%)	0 (0%)	48
7	48 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	48

Tabelle 5.3: Häufigkeiten und Ausprägung der RLL direkt postoperativ in den Glenoidzonen, n = 48.

### 5.6.4. Häufigkeit und Ausprägung der RLL am Glenoid zur NU

In gleicher Weise wurden die Röntgenaufnahmen, die zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erfolgten (Abb. 5.20), ausgewertet.

Hierbei waren 48 Fälle (91 %) verwertbar. Die Mehrheit der RLL hatte eine Stärke von 0,5 bis 1 mm, bis auf 4 Zonen, die RLL mit einer Stärke von 1 - 2 mm zeigten. In den Glenoidzonen 4 und 7 traten keine RLL auf (Tab. 5.4).

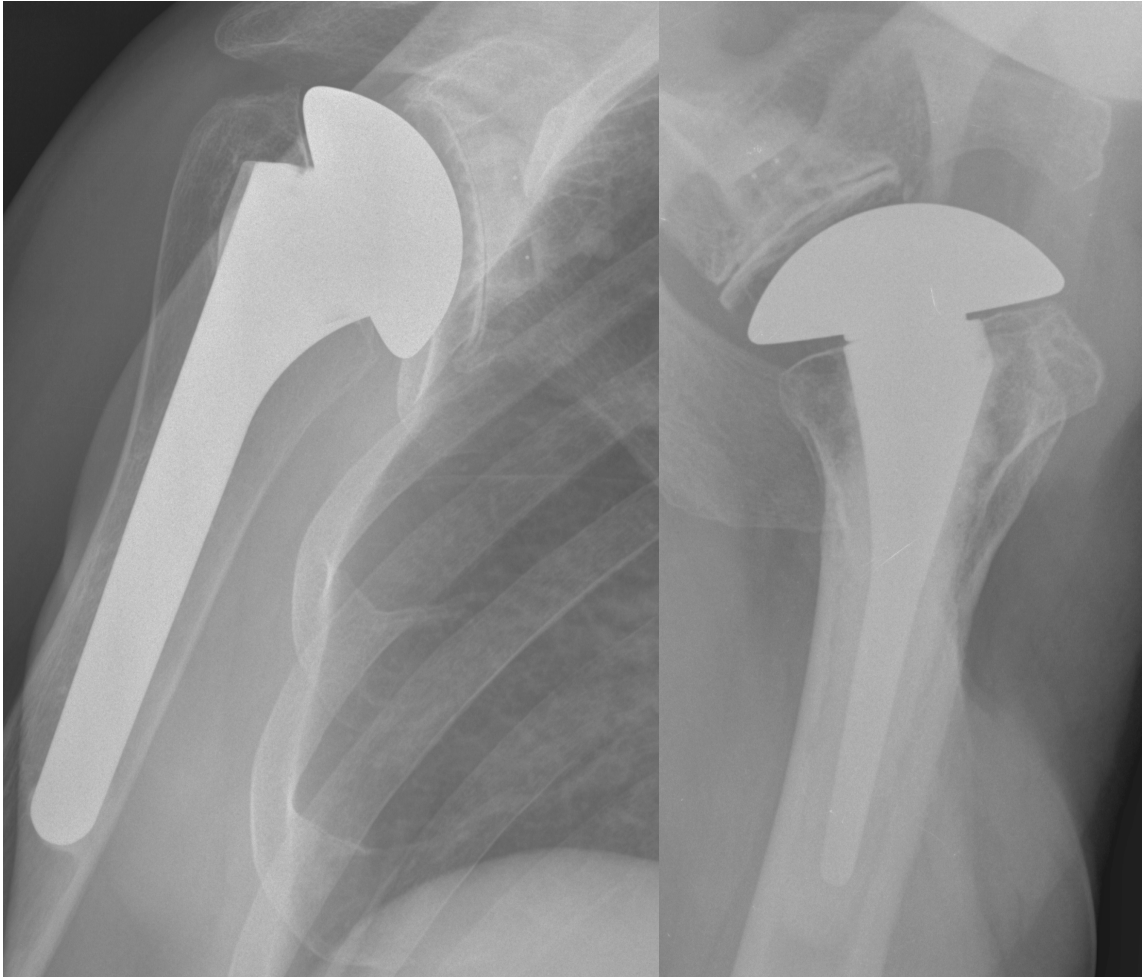


Abb. 5.20: Röntgenaufnahmen 5 Jahre p.o.: links Affinis Schultertotalendoprothese mit unzementiertem Schaft in true-a.p.-Aufnahme mit RLL in Zone 1, 3 und 5 im Bereich der Basisplatte, rechts zementierte Affinis-Schultertotalendoprothese in Axial-Aufnahme mit RLL in Zone 6 ventral und 6 dorsal. An den Pegs sind weder a.p. noch axial Lysezonen zu erkennen.

<b>Glenoid-Zone</b>	<b>keine</b>	<b>&lt; 0,5 mm</b>	<b>0,5 - 1 mm</b>	<b>1 - 2 mm</b>	<b>&gt; 2 mm</b>	<b>Total</b>
1	24 (50%)	13 (27,1%)	11 (22,9%)	0 (0%)	0 (0%)	48
2	47 (97,9%)	0 (0%)	1 (2,1%)	0 (0%)	0 (0%)	48
3	33 (68,7%)	5 (10,4%)	9 (18,8%)	1 (2,1%)	0 (0%)	48
4	48 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	48
5	29 (60,4%)	6 (12,5%)	10 (20,8%)	3 (6,3%)	0 (0%)	48
6 dorsal	34 (70,8%)	8 (16,7%)	6 (12,5%)	0 (0%)	0 (0%)	48
6 ventral	34 (70,8%)	7 (14,6%)	6 (12,5%)	1 (2,1%)	0 (0%)	48
7	48 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	48

Tabelle 5.4: Häufigkeiten und Ausprägung der RLL zur NU in den Glenoidzonen, n = 48.

#### 5.6.5. RLL-Score nach Molé am Glenoid zur NU

Im RLL-Score nach Molé werden den einzelnen Zonen des Glenoids je nach Breite der RLL Punkte zugeordnet. 1 Punkt (unter 1 mm RLL) wurde 82 x (21,4 % aller Glenoidzonen) vergeben, 2 Punkte (1 - 2 mm RLL) erhielten 5 Glenoidzonen (1,3 %). 3 Punkte wurden in keiner einzigen Glenoidzone von 384 möglichen Zonen bei 48 Glenoiden vergeben. Die Summe der Punkte entspricht dem RLL-Score. In Tabelle 5.5 werden die Verteilungen der RLL in den einzelnen Glenoidzonen angegeben und dem daraus gebildeten durchschnittlichen RLL-Score von 2,27. Die Gesamtpunktzahl beträgt in 19 (39,6 %) Fällen 0 oder 1 Punkt, in 12 (25 %) Fällen 2 Punkte, in zwei (4,2 %) Fällen 3 Punkte, in 5 (10,4 %) Fällen 4 Punkte und in 9 (18,8 %) Fällen 5 Punkte sowie in einem (2,1 %) Fall 6 Punkte. Es gibt keinen Fall mit einem Punktwert von mehr als 6 Punkten.

<b>Verteilung der RLL in den Glenoidzonen im Molé-Score</b>				
Glenoid Zone entsprechend Molé	< 1mm (1 Punkt)	1 - 2 mm (2 Punkte)	≥ 2 mm (3 Punkte)	Mittelwert (max. 18 Punkte pro Fall)
1	24	0	0	0,60
2	1	0	0	0,02
3	14	1	0	0,40
4	0	0	0	0
5	16	3	0	0,54
6 dorsal	14	0	0	0,33
6 ventral	13	1	0	0,33
7	0	0	0	0
				2,23

Tabelle 5.5: Punkteverteilung im Molé-Score in den einzelnen Glenoidzonen mit Mittelwert des Molé-Score, n = 48, NU = 5 Jahre.

#### 5.6.6. RLL-Score nach Lazarus zur NU

In der Gradeinteilung der RLL nach Lazarus wurden bis auf einen Fall mit Grad 1 alle anderen Glenoide Grad 0 zugeordnet, da nur an einem Peg RLL beobachtet wurden (Tab. 5.6).

<b>Häufigkeit der RLL im Lazarus-Score</b>		
Gradeinteilung RLL nach Lazarus	Anzahl	in % Angabe
0	47	97,9
1	1	2,1
2	0	-
3	0	-
4	0	-
5	0	-
Total	48	100

Tabelle 5.6: Punkteverteilung im Lazarus-Score, n = 48, NU = 5 Jahre.

#### **5.6.7. RLL-Vergleich direkt postoperativ und zur Nachuntersuchung**

In 39 Fällen konnte ein Vergleich der RLL direkt postoperativ zu den Aufnahmen der Nachuntersuchung durchgeführt werden. RLL waren in 17 (43,6 %) Fällen unmittelbar nach der Implantation bereits vorhanden. In 5 (12,8 %) Fällen von diesen 39 wurde in allen gemessenen Glenoidzonen keine Zunahme der Stärke im Verlauf verzeichnet. In weiteren 6 (15,4 %) Fällen zeigte sich in mindestens 1 Glenoidzone keine Zunahme der Ausprägung der RLL. In der Betrachtung der einzelnen Glenoidzonen fand sich in 4 Glenoidzonen (Zone 2, 4, 6 dorsal, 7) keine signifikante Zunahme der RLL. In den verbleibenden 4 Zonen war eine signifikante Zunahme zu verzeichnen (Tab. 5.7). An den Pegs waren diese Phänomene nicht zu verzeichnen. Zusammenfassend wurde in 11 von 17 (64,7 %) Fällen, bei denen RLL unmittelbar postoperativ nachgewiesen wurden, eine leichte Progression beobachtet.

<b>Glenoid-Zone</b>	<b>n</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Standardabweichung</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>t-Wert</b>	<b>p-Wert</b>
1	39	0.2	0.4	-0.8	1.0	3.67	0.00074
2	39	0.0	0.1	0.0	0.6	1.00	0.324
3	39	0.2	0.4	-1.0	1.0	3.00	0.0048
4	39	0.0	0.0	0.0	0.0	-	-
5	39	0.3	0.4	-0.8	1.2	4.31	0.00011
6 dorsal	39	0.1	0.4	-1.2	1.0	1.51	0.140
6 ventral	39	0.1	0.4	-1.2	1.0	2.15	0.038
7	39	0.0	0.0	0.0	0.0	-	-

Tabelle 5.7: Arithmetischer Mittelwert der Differenz der RLL in den Glenoidzonen von direkt postoperativ bis zum Zeitpunkt der NU mit SD, Minimum und Maximum, t-Wert des gepaarten t-Tests sowie des p-Wertes der Signifikanz, n = 39.

#### 5.6.8. RLL im Verhältnis zu den Glenoid-Typen nach Walch

Eine Gegenüberstellung der RLL der Glenoide zur Nachuntersuchung mit den Glenoid-Typen nach Walch konnte in 46 Fällen (86,8%) unter Verwendung des Chi2-Testes durchgeführt werden. Die konkrete Verteilung wird in Tabelle 5.8 aufgeführt. Hier zeigte sich eine signifikante Beziehung zwischen dem Glenoid-Typ und dem Vorhandensein von RLL im Glenoidbereich mit einem p-Wert = 0,017. Bei der Berechnung der Beziehung zwischen den einzelnen Glenoid-Typen und den dazugehörigen RLL, die < 0,5 mm lagen, ergibt sich ein p-Wert von 0,150, der auch signifikant ist. Somit kann ein Zusammenhang zwischen der Glenoidform und dem Vorhandensein von RLL angenommen werden. Besonders in den Typen B2 und C ist der hohe Anteil an RLL auffällig.

<i><b>Glenoid-Typen</b></i>	<i><b>Keine RLL am Glenoid</b></i>	<i><b>Alle erfassten RLL am Glenoid</b></i>	<i><b>Total</b></i>
A1	2 (100,0%)	0 (0,0%)	2 (4,3%)
A2	5 (45,5%)	6 (54,5%)	11 (23,9%)
B1	4 (40,0%)	6 (60,0 %)	10 (21,7%)
B2	2 (12,5%)	14 (87,5%)	16 (34,8%)
C	0 (0,0%)	7 (100,0%)	7 (15,2%)
Total	13 (28,3%)	33 (71,7%)	46 (100,0%)

Tabelle 5.8: Zusammenhang zwischen RLL am Glenoid zur NU und den Glenoid-Typen nach Walch, n = 46, Chi2-Statistic:12.08, df = 4, p-Wert = 0,017.

#### **5.6.9. Verhältnis zwischen den RLL zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung und dem Constant-Score**

Um die Abhängigkeit des CS von den Werten der RLL nach Molé zu beurteilen, wurden insgesamt 48 Fälle herangezogen und in 2 Gruppen geteilt. Die erste Gruppe mit 44 Fällen (91,7 %) wurde für Patienten mit den RLL-Werten von 0 oder von 1 mm gebildet. Diese Gruppe hatte einen durchschnittlichen CS von 64,8 Punkten mit einem Minimum von 20 Punkten und einem Maximum von 92 Punkten, die SD betrug 18,5 Punkte. Die zweite Gruppe wurde gebildet aus 4 Fällen (8,3 %) mit RLL-Werten über 1 mm. Das Maximum in dieser Gruppe lag ebenso bei 92 Punkten, das Minimum bei 58 Punkten, der Durchschnittswert lag bei 71,5 Punkten und die SD war 18,1 Punkte. Es konnte mittels t-Test kein signifikanter Unterschied des CS zwischen den Gruppen mit RLL über oder unter 1 mm gefunden werden ( $p = 0,481$ ).



### 5.6.10. Auftreten von RLL am Glenoid in Abhängigkeit von der Nachuntersuchungszeit

Es wurde eine Gruppe (28 Fälle) mit einer NU-Zeit von gleich oder unter 5 Jahren und eine Gruppe (25 Fälle) mit einer NU-Zeit von über 5 Jahren gebildet und in Bezug auf das Auftreten von RLL (Tab. 5.9) untersucht. Der Chi-2-Test zeigte einen p-Wert von 0,497 und somit keinen signifikanten Unterschied in diesen 2 Gruppen. Für die gleichen 2 Gruppen wurde getestet, ob ein Zusammenhang zwischen dem Nachuntersuchungszeitraum und dem RLL-Score nach Molé (Tab. 5.10) besteht. Hierbei zeigten sich im U-Test ein p-Wert von 0,983, im F-Test ein p-Wert von 0,480 sowie im t-Test ein p-Wert von 0,887 und somit kein signifikanter Unterschied.

<b>NU-Zeit</b>	<b>n</b>	<b>keine RLL</b>	<b>RLL</b>
<= 5 Jahre	26 (54,2 %)	6 (23,1 %)	20 (76,9 %)
> 5 Jahre	22 (45,8 %)	7 (31,8 %)	15 (68,2 %)
Total	48 (100.0 %)	13 (27,1 %)	35 (72,9 %)

Tabelle 5.9: Zusammenhang zwischen RLL am Glenoid zur NU <= 5 Jahre und > 5 Jahre, n = 48, Chi2-Test, df = 1, p-Wert = 0,497.

<b>NU-Zeit</b>	<b>n</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Standardabweichung</b>	<b>Median</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
<= 5 Jahre	26	2,19	1,81	2,0	0,0	5,0
> 5 Jahre	22	2,27	2,10	2,0	0,0	6,0
Total	48	2,23	1,93	2,0	0,0	6,0

Tabelle 5.10: Vergleich der RLL-Scores nach Molé der Gruppen mit einem NU Zeitraum <= 5 Jahre und > 5 Jahre, n = 48.

### 5.7. Projektionen der Rotationszentren in die Resektionsebene

Mittels der Offset-Analyse des medialen und dorsalen Offsets (berechnet aus der Lage des verschieblichen Konus und der Stellung des exzentrischen Kopfes) kann die Verteilung der Lage der Rotationszentren gezeigt werden (Abb. 5.21).

Es ist zu erkennen, dass der gesamte Einstellbereich der Prothese benutzt wurde, von +/- 6 mm lateral/medial bis +/- 3 mm in anterior/posteriorer Position.

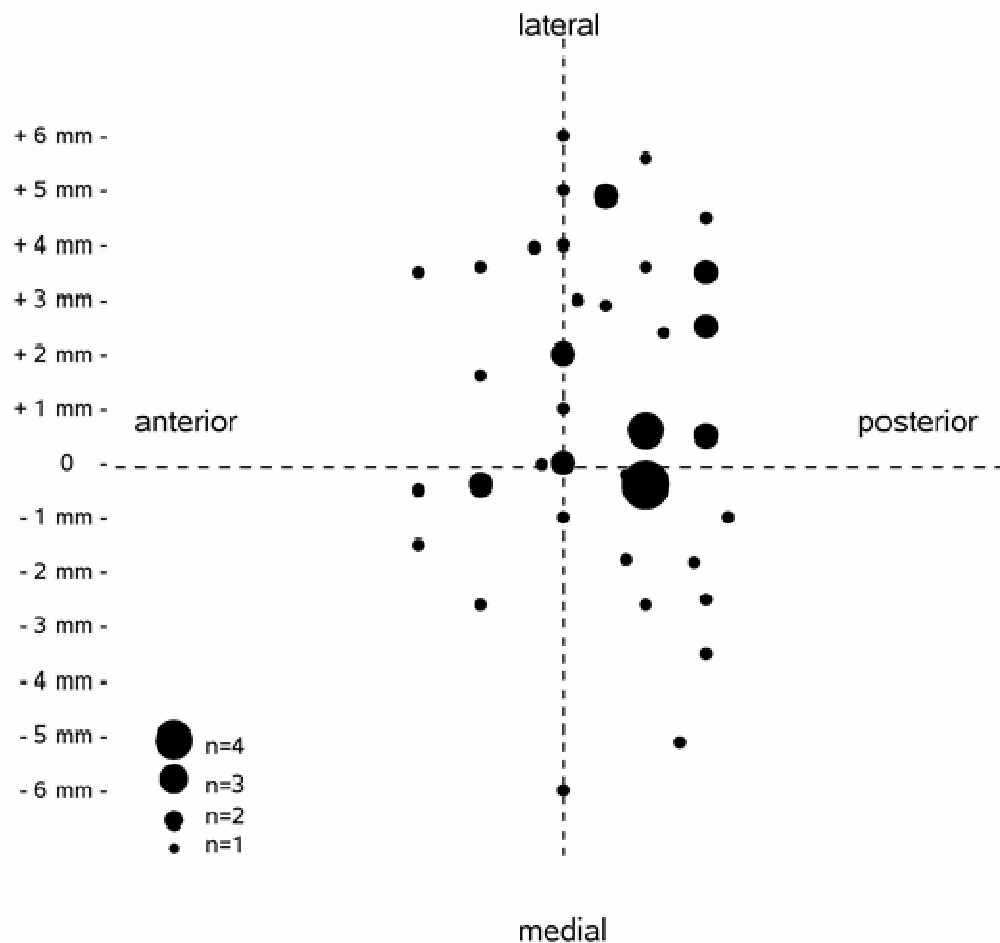


Abb. 5.21: Diagramm Offset-Auswertung, Darstellung des effektiven Kalottendrehzentrums in der Untersuchungsgruppe (n = 53), berechnet aus den Bewegungen der Konusverschiebung und der Exzenterdrehung des Kopfes.

## 5.8. Komplikationen

Durch Befragung der Patienten zur Nachuntersuchung und aus den vorliegenden Patientenakten wurden die aufgetretenen Komplikationen ermittelt. Bei den Komplikationen mit erforderlicher erneuter operativer Intervention wurden die Operationsberichte und die Epikrisen herangezogen. Von den insgesamt 53 eingeschlossenen Fällen dieser Studie kam es bei 6 Patienten (11,3 %) zu Komplikationen mit 5 resultierenden Revisionen (9,4 %) (Tab. 5.11). Bis auf 2 Fälle (3,8 %) war eine Ausheilung ohne dauerhafte Beeinträchtigung eingetreten.

<b>Komplikationen</b>	
Radiolucent lines Glenoid, alle über 0 mm	72 %
Radiolucent lines Glenoid, nur Pegs Zone 2, 4	2,1 %
Schulterluxation	1
Rotatorenmanschettenruptur	1
Plexus-brachialis-Läsion	1
infiziertes Wundhämatom	1
Glenoidlockerung	1
Spätinfekt	1
Komplikationsrate (ohne RLL)	6 (11,3 %)
Revisionsrate	5 (9,4 %)

Tabelle 5.11: Komplikationen und Revisionen bei implantierter anatomischer Schultertotalendoprothese Typ Affinis, n = 53, NU = 5 Jahre.

## 6. Diskussion

Die Versorgung von Erkrankungen, Verletzungen und Verletzungsfolgen des Schultergelenkes mittels einer Endoprothese ist trotz erheblicher Fortschritte in den letzten 20 Jahren weiterhin als unzureichend gelöstes Problem anzusehen, da die Standzeit der Glenoidkomponenten weiterhin diejenige ist, die die Prothese insgesamt limitiert. In den großen Prothesenregistern (z.B. Dänische Register, Schwedische Register, Australisches Register) spiegelt sich dies wieder [Rahme 2001, Rasmussen 2012, AOA 2013]. Deshalb liegt der Schwerpunkt dieser Arbeit auf der Beurteilung der Glenoidkomponente.

Die klinische Untersuchung der Schultergelenke wurde mittels des Constant-Scores durchgeführt, der sich aus Schmerz, der Aktivität, dem Bewegungsumfang und der Kraft zusammensetzt. Zusätzlich erfolgte eine radiologische Beurteilung präoperativ, direkt postoperativ und zur NU. Es wurden 50 Patienten mit insgesamt 53 implantierten Schultertotalendoprothesen vom Typ Affinis (Mathys Ltd., Bettlach, Schweiz) erfasst.

### *Klinische Ergebnisse des Constant-Scores*

Insgesamt erhöhten sich der Constant-Score und alle Einzelparameter des CS, einschließlich des alters- und geschlechtskorrelierten CS signifikant ( $p < 0,001$ , t-Test) im direkten Vergleich von präoperativ zu postoperativ. Die Gesamtpunktzahl des arithmetischen Mittels des CS erhöhte sich von 21,6 Punkten präoperativ auf 64,9 Punkte postoperativ. Dies entspricht im alters- und geschlechtskorrelierten Constant-Score einer deutlichen Verbesserung von 28,3 % präoperativ auf 85,7 % postoperativ.

Dieses Ergebnis ist vergleichbar mit der Studie von Merolla et al. [2009]. In der Studie wurden insgesamt 86 Fälle mit zementiertem PE-Glenoid (mit Peg oder Kiel) untersucht. Die mittlere NU-Zeit betrug 5,8 Jahre (4,8 - 6,9 Jahre), das mittlere Implantationsalter der Patienten 65 Jahre (57 - 71 Jahre). Die NU umfasste den Constant-Score und den Simple-Shoulder-Test (SST) sowie Röntgen in true-a.p.- und Axial-Aufnahme mit Messung der RLL, PE-Abnutzung und Dislokation. Die Fragestellung war auf den Zusammenhang zwischen klinischem Score und radiologischer Beurteilung orientiert. Die Untergruppen mit

Peg-Glenoid und Kiel-Glenoid wurden nicht gesondert betrachtet. Insgesamt wurde ein CS von 69,8 Punkten erreicht mit einer SD von 10,2 Punkten. Leider wurde kein präoperativer CS dokumentiert, was einen direkten Vergleich unmöglich macht.

Die Arbeit von Nuttall et al. [2012] umfasste 11 Fälle mit einem Peg-Glenoid mit drei Pegs, wobei der zentrale Peg nicht zementiert wurde. Im Durchschnitt erfolgte die Implantation im Alter von 69 Jahren (58 - 84 Jahre). Die Mindest-NU-Zeit betrug 2 Jahre. Die NU erfolgte mittels klinischer Untersuchung und Befragung mit dem American Shoulder and Elbow Surgeons Score (ASES), dem Constant-Score sowie radiologisch mittels CT in der 2-Jahres-NU. Bedingt durch die Glenoidverankerung ohne komplette Zementierung und der NU mittels CT ist ein Vergleich der bildgebenden Diagnostik mit unseren Ergebnissen nicht möglich. Der präoperative CS-Wert wurde im Mittel von 29 Punkten bei einer SD von 12 Punkten und zur NU mit 63 Punkten mit einer SD von 12 Punkten bestimmt. Dies liegt auf vergleichbarem Niveau mit unseren Werten.

Ein Vergleich der Ergebnisse von zementiertem PE-Glenoid mit Kiel und unzementiertem Glenoid mit Metallträger sowie Spreizdübelverankerung wurde von Boileau et al. [2002] publiziert. In dieser Studie wurden 40 Fälle bei 39 Patienten nachuntersucht. Die Implantation erfolgte im Mittel bei einem Patientenalter von 69 Jahren (56 - 89 Jahre). Abweichend von unserer Untersuchung wurden nur Patienten mit primärer Omarthrose sowie ohne Voroperation eingeschlossen. Präoperativ erfolgte eine Klassifikation der Glenoide nach Walch. In den Untergruppen mit zementiertem Kiel-Glenoid und der Untergruppe der zementfreien Metallträger-Glenoide waren jeweils 20 Fälle eingeschlossen. Die Mindest-NU-Zeit betrug 3 Jahre, die durchschnittliche NU-Zeit 38,4 Monate. Die NU umfasste den Constant-Score und die radiologischen Aufnahmen zur Bestimmung der RLL. In dieser Publikation verbesserte sich der Mittelwert der Gesamtpunktzahl in der Untergruppe mit PE-Glenoiden von 25 Punkten auf 68 Punkte und für die Gruppe mit zementfreiem Metallträger-Glenoiden von 27 Punkten auf 73 Punkte. Auch diese Werte liegen im Bereich unserer Arbeit. Als Vergleichswert muss hierbei der CS der Omarthrose herangezogen werden, da keine andere Indikation in der Studie von Boileau et al. [2002] berücksichtigt wurde.

Edwards et al. [2003] zeigten die Ergebnisse von 601 Schultertotalendoprothesen (STEP) und 89 Humeruskopfprothesen (HKP), die Teil einer Multicenterstudie mit 1542 primär implantierten Aequalis-Schulterprothesen waren. Auch in dieser Studie wurden nur Patienten mit primären Omarthrosen und ohne Voroperationen eingeschlossen. Die minimale Nachuntersuchungszeit betrug 2 Jahre mit einer mittleren NU-Zeit von 43,3 Monaten (24 - 110 Monate). Das Durchschnittsalter wurde mit 67,3 Jahren (42 - 90 Jahre) bei Implantation angegeben. Die Schwerpunkte lagen auf dem Vergleich der HKP mit den STEP sowie dem Vergleich zwischen zementierten Voll-PE-Glenoiden und zementfreien Metallträger-Glenoiden. Die Ergebnisse der Totalendoprothesen waren deutlich besser gegenüber den HKP. Die Gesamtgruppe mit STEP verbesserte sich im Constant-Score von präoperativ 31,1 Punkten auf postoperativ 70,3 Punkte und im alters- und geschlechtskorrelierten CS von 42,4 % auf 96,3 %. Diese Werte sind mit unseren Werten für die primären Omarthrosen fast identisch. Für die Gruppe der HKP wurden im CS präoperativ 33,5 Punkte und postoperativ 64,1 Punkte registriert, für den alters- und geschlechtskorrelierten CS präoperativ 45,1 % und postoperativ 96,3 %. Dies zeigt einen signifikant besseren Wert für die STEP. Der Vergleich des CS in Abhängigkeit von den Grunderkrankungen zeigte die besten Werte in den Gruppen der Instabilitätsarthropathie mit 78,9 Punkten und der primären Omarthrose mit 69,5 Punkten. Den niedrigsten Mittelwert erzielte die Gruppe mit den fehlerverheilten Frakturen (Fracture sequelae) mit 42 Punkten. Für diesen Vergleich konnte ein signifikanter Unterschied gezeigt werden ( $p = 0,021$ , H-Test). Dies entspricht unseren Ergebnissen.

Boileau et al. [2006] untersuchten 203 Patienten, welche aufgrund von Frakturfolgen einen prothetischen Schultergelenkersatz erhalten hatten. Die operative Versorgung erfolgte in 14 verschiedenen Einrichtungen mittels Aequalis-Prothese, wobei 84 STEP und 119 HKP implantiert wurden. Die NU-Zeit wurde auf minimal 2 Jahre mit einer mittleren NU-Zeit von 42 Monaten (24 - 96 Monate) festgelegt. Die Beurteilung der präoperativen Werte und der postoperativen Ergebnisse wurde mittels CS durchgeführt. In dieser Publikation wird für die STEP zur NU ein CS von 67 Punkten angegeben, wohingegen die Patienten ohne Pfannenersatz nur 55 Punkte erzielten. Die Gesamtgruppe wies präoperativ einen CS von 27 Punkten und zur NU von 57 Punkten auf. Diese Ergebnisse liegen deutlich über dem Wert unserer Gruppe der fehlerverheilten Frakturen. Allerdings

war der präoperative Wert mit 7 Punkten im CS in unserer Gruppe deutlich niedriger. Bemerkenswert ist, dass der Delta-Constant-Score in beiden Studien fast gleich ist. Dies ist wahrscheinlich durch die multiplen Vorschädigungen im Zusammenhang mit einer Fraktur des proximalen Humerus bedingt, so dass man generell von einem niedrigeren Punktwert im CS ausgehen muss.

Habermeyer et al. [2004] untersuchten in ihrer Studie 197 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 63,1 Jahren, die mit einer Schultertotalprothese Typ Univers versorgt worden waren. Es befanden sich unter den Prothesen 82 HKP und 115 STEP mit Metallträger-Glenoiden. Die minimale NU-Zeit betrug 12 Monate und der durchschnittliche Beobachtungszeitraum 31 Monate (12 - 66 Monate). Der CS wurde prä- und postoperativ bestimmt und zur NU zusätzlich Röntgen-true-a.p.- sowie Axial-Aufnahmen angefertigt. Indikationen für die Implantation waren die primäre Omarthrose mit 97 Fällen, die posttraumatische Arthrose mit 47 Fällen, die Instabilitätsarthrose mit 22 Fällen, die Humeruskopfnekrose mit 7 Fällen, die Defektarthropathie mit 11 Fällen, die Rheumatoidarthritis mit 7 Fällen sowie Sonstige mit 6 Fällen. In den Ergebnissen wurde jedoch nur auf die primäre Omarthrose ohne Differenzierung zwischen den STEP und HKP eingegangen. Für die 97 Patienten mit primärer Omarthrose wurden präoperativ im alters- und geschlechtsgewichteten CS 46,3 % und zur NU 92,8 % bestimmt. Im Vergleich zu unseren Daten fällt der hohe Ausgangswert und somit eine Steigerung um nur 46,5 % auf. Unsere Vergleichsgruppe zeigt einen präoperativen alters- und geschlechtsgewichteten CS von 27,9 % und einen postoperativen Wert von 93,6 %. Die Differenz beträgt 65,7 %. Es zeigt sich somit eine deutlich größere Verbesserung von präoperativ zu postoperativ in unserer Studie. Auf Grund der Einbeziehung von STEP und HKP in der Studie von Habermeyer et al. [2004] ist dies erklärbar, da für die HKP geringere CS-Werte laut der Studie von Boileau et al. [2006] zu erwarten sind.

Das Ziel der Publikation von Raiss et al. [2012] bestand in der Bestimmung von klinischen und radiologischen Langzeitergebnissen von 39 Schultertotalprothesen der dritten Generation mit zementiertem Kiel-Glenoid. Die Mindest-NU betrug 10 Jahre (10 - 15 Jahre). Die Indikation wurde auf die primäre Omarthrose beschränkt. Das mittlere Alter bei der Implantation betrug 64 Jahre (43 - 79 Jahre). Die klinische NU umfasste den CS und den aktiven Bewegungsumfang. True-a.p.-

und Axial-Aufnahmen wurden zur radiologischen Bestimmung der RLL-Rate und des RLL-Scores nach Molé verwendet. Der präoperative CS wurde mit 27 (11 - 54) Punkten, mit einer Verbesserung zur NU auf 61 (21 - 86) Punkte angegeben. Dies ist ein niedrigerer Wert gegenüber unserer Vergleichsgruppe, aber bei der mittleren NU von 11 Jahren ein ausgezeichnetes Ergebnis.

Haines et al. [2006] veröffentlichten eine Studie mit 113 Patienten und 124 Fällen. Das Implantat war das Global-Schulter-System mit 42 HKP und 82 STEP mit zementiertem PE-Glenoid. Von den PE-Glenoiden wiesen 59 (72 %) einen Peg und 23 (28 %) einen Kiel auf. Das Patientenalter bei der Implantation betrug im Mittel 66 Jahre (35 - 89 Jahre). Die NU-Zeit lag im Mittel bei 5,1 Jahren (2,2 - 11,6 Jahre). Die Indikationen in der HKP-Gruppe umfassten 31 primäre Omarthrosen, 7 Humeruskopfnekrosen und 4 posttraumatische Omarthrosen. In der STEP-Gruppe waren 64 primäre Omarthrosen, 7 Humeruskopfnekrosen und 11 posttraumatische Omarthrosen. Es erfolgte eine Bestimmung des CS und des ASES vor der Operation sowie die Einteilung nach Walch bei Glenoiderosionen in 25 Fällen [Walch 1999]. Zur NU wurden der CS und der ASES erhoben. Es wurden konventionelle Röntgenaufnahmen in 2 Ebenen oder CT-Aufnahmen angefertigt. Für die Gesamtgruppe wurde ein CS vor der Operation von im Mittel 27 Punkten und zur NU einen mittleren CS von 49 Punkten angegeben. Es konnte gezeigt werden, dass der CS-Wert bei der Gruppe mit einer Rotatorenmanschettenmassenruptur signifikant schlechter ist. Dies war sowohl in der STEP-Gruppe als auch in der HKP-Gruppe nachweisbar. Der Schmerz nahm zu, die Kraft war reduziert und die Bewegung eingeschränkt. Die besten Ergebnisse zur NU zeigte die STEP-Untergruppe ohne Rotatorenmanschettenläsion mit 60 Punkten im Mittel. Hieraus lässt sich die Notwendigkeit einer möglichst intakten Rotatorenmanschette bei Implantation einer anatomischen Schulterprothese ableiten. Dies wurde bei der Indikationsstellung in unserem Patientengut berücksichtigt. Die Patienten hatten alle entweder eine intakte RM oder Läsionen, die operativ sicher versorgt werden konnten.

In der NU von Kasten et al. [2012] wurde der präoperative CS mit 25,2 Punkten angegeben (SD von 10,3) und der CS zur NU mit 66,6 Punkten (SD von 6,9). Diese Werte entsprechen im Wesentlichen unserem Ergebnis bei einer



vergleichbaren Verteilung der Indikationen, jedoch deutlich längeren NU-Zeiten gegenüber unserer Arbeit.

In unserer präoperativen Untersuchung und NU zeigte sich im Delta-Constant-Score in der Gesamtgruppe eine Verbesserung im Mittelwert um 43,6 Punkte. Besser als die Gesamtgruppe schnitt die Untergruppe der primären Omarthrosen mit 48,6 Punkten ab. Die Gruppe der posttraumatischen Omarthrosen wies im Durchschnitt eine Steigerung um 28,4 Punkte und die Untergruppe der fehlverheilten Frakturen eine Verbesserung um durchschnittlich 35 Punkte auf. Dies zeigt für die Untergruppen der traumatisch bedingten Indikationen niedrige Werte, sowohl präoperativ als auch zur NU. Der Delta-CS zeigt aber auch in diesen Untergruppen eine deutliche Steigerung.

Nuttall et al. [2012] ermittelten einen mittleren Delta-Constant-Score von 34 Punkten in der Gesamtgruppe und damit eine deutlich geringere Verbesserung zur NU gegenüber dem Vorbefund.

In der Studie von Boileau et al. [2002] war der mittlere Delta-CS in der Gruppe der zementierten PE-Glenoide 43 Punkte. Dies ist ein geringerer Wert gegenüber unserer Untergruppe mit primärer Omarthrose.

In unserer Betrachtung der Komponenten des CS zeigte sich eine signifikante Kraftsteigerung im Mittel von 2,4 Punkten präoperativ auf 13,2 Punkte zur NU. In den Parametern der subjektiven Zufriedenheit zeigte sich eine Schmerzreduktion im Punktestieg von durchschnittlich 2 auf 12,5 und bei den Schlafstörungen eine Abnahme von 0,2 auf 1,8 Punkte. Die Ausübung der Haupttätigkeiten, die Freizeit- und Sportaktivitäten verzeichneten eine Steigerung.

Im Vergleich mit den Werten der Untergruppe mit PE-Glenoid von Boileau et al. [2002] war die Kraftsteigerung in unserer Untersuchung deutlich besser. In seiner Studie betrug der Ausgangswert 2,5 Punkte und der Wert zur NU 9 Punkte. Der Schmerz lag mit 12 Punkten zur NU nur geringfügig unter unserem Ergebnis.

Raiss et al. [2012] zeigten eine präoperative Abduktion von 77° und zur NU eine Abduktion von 123°. Die Anteversion verbesserte sich von 84° auf 133° und die Innenrotation von 3 Punkten auf 7 Punkte im Durchschnitt. Der Vergleich mit unseren Daten bei primärer Omarthrose zeigt in der Abduktion einen deutlich

niedrigeren Ausgangswert von 55° mit einem nur geringfügig niedrigeren Wert zur NU mit 119°. Die Abduktion ist mit 143° in unserer NU deutlich besser. Unsere Patienten waren jedoch in der Innenrotation eingeschränkter.

In einer Studie von Throckmorton et al. [2010] bestand die Zielstellung in einem Vergleich von STEP mit Kielverankerung mit denjenigen mit Pegverankerung. Insgesamt wurden 100 Fälle (50 % Kielverankerung und 50 % Pegverankerung) nachuntersucht. Damit entspricht die Anzahl der Peg-Glenoide mit 50 Fällen unserer Studie. Die durchschnittliche NU-Zeit betrug 51,3 Monate (24 - 90 Monate) bei den Kiel-Glenoiden und 45,7 Monate (27 - 98 Monate) bei den Peg-Glenoiden. In unserer Studie lag die Mindest-NU-Zeit bei 46,7 Monaten und ist somit etwas höher. Das Durchschnittsalter der Patienten bei Implantation betrug 65,1 Jahre (38,4 - 79,8 Jahre). Das Durchschnittsalter der Patienten bei Implantation lag in der Peggruppe bei 67,8 Jahren (52 - 80 Jahre) und in der Kielgruppe bei 69,4 Jahren (57 - 79 Jahre). Es erfolgte keine Auswertung mittels Constant-Score. Die klinische Untersuchung und Befragung beschränkte sich auf Schmerzen, ARO, IRO und AV. Es konnte kein signifikanter Unterschied in den 2 Untergruppen gezeigt werden. Allerdings konnte für die Untergruppe mit Peg-Glenoid eine Anteversion von präoperativ 96,7° und postoperativ 147° gemessen werden. Dies ist ein besserer Endwert gegenüber unseren Ergebnissen. Bei Vergleich der prä- / postoperativen Steigerungen dagegen waren unsere Resultate besser.

In der Nachuntersuchung von Boileau et al. [2002] werden für die Gruppe der PE-Glenoide präoperativ im Mittel 88° (30° - 130°) Anteversion und postoperativ in der 3-Jahres-NU 139° (40° - 180°) festgestellt. In unseren Messungen waren bei niedrigerem Ausgangswert fast gleiche Steigerungen zu beobachten.

Die Beweglichkeit konnte auch in der Studie von Edwards et al. [2003] in der STEP-Gruppe im Mittel von präoperativ 91,2° auf 144,5° Anteversion zur NU verbessert werden. Die HKP-Gruppe lag mit präoperativ 95,7° und postoperativ mit 129,6° deutlich schlechter. Auch in der Außenrotation zeigte die HKP-Gruppe schlechtere NU-Ergebnisse.

Habermeyer et al. [2004] konnten in den einzelnen Komponenten des CS eine signifikante Verbesserung der Mittelwerte, mit einer Schmerzreduktion von 5,3

Punkten auf 13,3 Punkte, die Zunahme der Aktivität von 8,5 Punkten auf 16,4 Punkte und einen Kraftzuwachs von 3,7 auf 8,1 Punkte zeigen. In unserer Studie wurde eine stärkere Schmerzreduktion für die primäre Omarthrose von im Mittel 11,6 Punkten beobachtet. Der präoperative Mittelwert betrug 2 Punkte und der Mittelwert zur NU 13,5 Punkte. Auch die Aktivität und der Kraftzuwachs zeigten in unserer Studie in der NU einen besseren CS sowie Delta-CS, als in dieser Untersuchung.

In der Publikation von Haines et al. [2006] wurden in der Gesamtgruppe signifikante Verbesserungen in allen Komponenten des CS gezeigt.

Der Vergleich von Gruppen mit unterschiedlicher NU-Zeit in unserer Arbeit unter oder gleich 5 Jahre mit 25 Fällen und über 5 Jahre NU-Zeit mit 28 Fällen zeigte keinen signifikanten Unterschied im CS ( $p = 0,169$ , t-Test). Dies ist als Zeichen für einen langfristigen stabilen Verlauf zu werten.

#### *Radiologische Beurteilung der Schaftkomponenten*

Eine radiologische Beurteilung der Schaftkomponente bei 53 untersuchten Fällen ist in 91 % (48 Fälle) erfolgt. In keinem Fall musste eine Dislokation der Kopfkomponekte beobachtet werden. RLL traten vereinzelt in den Zonen 1 oder 7 auf, in jeweils einem Fall mit einer Ausprägung zwischen 0,5 und 1 mm. Auch in den Studien von Boileau et al. [2002], Throckmorton et al. [2010] und Nuttall et al. [2012] wurden keine Lockerungen oder RLL über 2 mm an den beobachteten Prothesenschäften beschrieben.

In der Multicenterstudie von Edwards et al. [2003] wurden bei HKP in 27 % der Fälle RLL beobachtet, in der STEP-Gruppe dagegen nur 13 % ( $p = 0,001$ ).

Habermeyer et al. [2004] stellten keine RLL oder Schaftlockerungen bei primärer Omarthrose fest.

Haines et al. [2006] geben bei 3 (2,5 %) von insgesamt 119 Fällen RLL von 2 mm Stärke in einer Zone an. In einem (0,8 %) Fall bestand ein erhöhtes Lockerungsrisiko, da RLL von 2 mm Stärke in drei Zonen auftraten. Dieser Schaft war einer von sieben zementierten Schäften.

In der Metaanalyse von Bohsali et al. [2006] waren in 27 (1 %) Fällen Humerusschaft-Lockerung nachgewiesen. Die geringe Rate an Schaftlockerungen konnte in unserer Untersuchung erneut bestätigt werden.

Die Wahrscheinlichkeit, eine Schaftlockerung im Langzeitverlauf zu erleiden, ist bei zementfreier Verankerung im Vergleich zur zementierten Verankerung etwa gleich. Zurzeit werden im jüngeren Patientengut mit einer guten Knochenqualität eher zementfreie Schaftkomponenten implantiert und bei Patienten im fortgeschrittenen Alter mit schlechterer Knochenqualität eher zementierte Schäfte. Hierfür gibt es jedoch keine verbindlichen Leitlinien, die in Studien belegt worden wären [Liem 2010].

### *Radiologische Beurteilung der Glenoidkomponenten*

Die Beurteilung der Glenoidkomponente zur Nachuntersuchung zeigte keine Lockerungs- und Migrationszeichen, die zu einer Revision geführt hätten.

Das besondere an unserer Studie ist die niedrige RLL-Rate an den Pegs (2,1 %), die deutlich unter den Angaben in der Literatur liegt. Es liegen zwar keine speziellen Angaben in der Literatur hierzu vor, aus der Methodik des Lazarus- und Molé-Score kann aber geschlossen werden, dass sie bei den in dieser Arbeit untersuchten Glenoiden deutlich höher ist, da beide Scores von einem gleichmäßigen bzw. gleichzeitigen Auftreten der RLL an den Peg und der Basisplatte ausgehen. Aus diesem Grund weisen unsere Glenoidkomponenten ausgezeichnete Ergebnisse in beiden Scores auf, die weit unter den Angaben in der Literatur liegen. Im Umkehrschluss erscheinen beide Scores zur Beurteilung des Integrations- bzw. Lockerungsverhaltens unseres Glenoids ungeeignet.

Die RLL-Rate insgesamt, vorwiegend an der Basisplatte, betrug 72 %. In 43 % (n = 17) wurden diese Phänomene bereits unmittelbar postoperativ beobachtet, so dass von einem operationsbedingtem oder systemischem Problem auszugehen ist. Als mögliche Fehler bei der Implantation sind zu diskutieren: Unebenheiten des Implantatlagers, Verunreinigungen auf dem Implantatlager, Lufteinschlüsse im Zement, ungleichmäßiges Aufbringen des Zementes oder Mikrobewegungen bei der Zementaushärtung. Im weiteren Verlauf war eine Zunahme nur bei 66 % der 17 Fälle zu beobachten.

<b>Autoren</b>	<b>Glenoid-Typ</b>	<b>n</b>	<b>Mittlere NU in Monaten</b>	<b>RLL-Häufigkeit</b>	<b>Gradeinteilung nach Lazarus</b>
Boileau 2002	Zementierte Kiel-Glenoide und unzementierte Metallträgerglenoide	20/ 20	38,4	85 %	nicht bestimmt
Habermeyer 2004	unzementierte Metallträgerglenoide	115	31	0 %	100 % Grad 0
Haines 2006	zementierte Peg- und Kiel-Glenoide	59/ 23	61,2	68,8 %	31,2 % Grad 0 55,4 % Grad 1 – 3 13,4 % Grad 4 + 5
Merolla 2009	Peg- und Kiel-Glenoide	86	61,5	81 %	nicht bestimmt
Groh 2010	Peg-Glenoide	34	83	29 %	100 % Grad 0
Throckmorton 2010	zementierte Peg- und Kiel-Glenoide	50/ 50	51,3	81,5 %	71 % Grad 2 7 % Grad 3 – 4 3,5 % Grad 5
Kasten 2010	zementiertes Kiel-Glenoid	96	89,1	87 % mehr als 3 Glenoid- zonen	nicht bestimmt
Aktuelle Studie  2013	zementiertes Peg-Glenoid	48	59,5	Basisplatte 72 %  Pegs 2,1%	97,9 % Grad 0 2,1 % Grad 1

Tabelle 6.1: Literaturvergleich RLL-Häufigkeit am Glenoid und Gradeinteilung nach Lazarus zur NU.

In Tabelle 6.1 sind die RLL-Häufigkeit an der Glenoidkomponente und die Gradeinteilung nach Lazarus in den dargestellten Studien im Vergleich zu unseren Ergebnissen aufgeführt.

In der Studie von Raiss [2012] wurde das Lockerungsverhalten von Kiel-Glenoiden untersucht. Im RLL-Score nach Molé wurden in den true-a.p.-Aufnahmen 22 Fälle unter 7 Punkten beobachtet, 4 Fälle hatten 7 - 12 Punkte und 14 Fälle erreichten mehr als 12 Punkte. In den Axial-Aufnahmen lagen 25 Fälle unter 7 Punkten, 2 Fälle hatten 7 - 12 Punkte und 12 Fälle über 12 Punkte. Dies entspricht einer Lockerungsrate der Glenoidkomponente von 36%. Diese höheren Lyseraten gegenüber unserer Studie sind zum Teil auf eine höhere mittlere NU von 11 Jahren und zum anderen auf die Verwendung von Kiel-Glenoiden zurückzuführen.

Die Gradeinteilung der RLL am Glenoid nach Lazarus zeigte bei uns nur in einem Fall den Grad 1. Alle anderen 47 Glenoide wiesen den Grad 0 auf.

In der Studie von Merolla et al. [2009] wurde die Klassifikation der RLL nach Lazarus verwendet. Es wurden in 71 % der Fälle Grad 2, in 7 % der Fälle Grad 3 bis 4 und in 3,5 % der Fälle Grad 5 bestimmt. Dieses deutlich schlechtere Ergebnis als unsere Untersuchung ist wahrscheinlich durch einen hohen Anteil an Kiel-Glenoiden bedingt, die in dieser Studie verwendet wurden.

In der Nachuntersuchung von Groh et al. [2010] wurden Peg-Glenoide radiologisch beurteilt. Insgesamt waren 83 Fälle mit einer Mindest-NU-Zeit von 2 Jahren (24 - 47 Monate) bei einer mittleren NU-Zeit von 34 Monaten eingeschlossen. Das Durchschnittsalter der Patienten bei Implantation war 67 Jahre (51 - 87 Jahre). Die radiologische Untersuchungstechnik erfolgte mit true-a.p.- sowie Axial-Aufnahmen. Diese Aufnahmetechnik entspricht somit unserem Standard. Die Glenoide wurden präoperativ nach Walch klassifiziert und zur NU nach Lazarus in Grade eingeteilt. Alle 83 Fälle wurden analog zu unserer Studie mit Grad 0 klassifiziert.

Haines et al. [2006] verwendeten ebenfalls die Einteilung nach Lazarus bei 67 Fällen, bei denen ein Standard-Glenoid implantiert worden war. Es konnten zur NU keine RLL in 21 (31,2 %) Fällen Grad 0 gezeigt werden. Die Grade 1, 2 oder 3 zeigten sich in 37 (55,4 %) der Fälle und die Grade 4 oder 5 in 9 (13,4 %) der Fälle. In dieser Studie wurde keine Unterscheidung zwischen Peg- und Kiel-Glenoiden vorgenommen, weshalb eine genauere Ursachenanalyse für die hohe Anzahl an Grad 4 und 5 nicht möglich ist. Insgesamt bestand in dieser Studie eine

erhöhte Lockerungsrate der Glenoide mit einer Verlustrate von 54 % in der Kaplan-Meier-Kurve nach 10 Jahren.

In der Studie von Boileau et al. [2002] war das Auftreten von RLL bei den zementierten PE-Glenoiden signifikant höher gegenüber den Metallträger-Glenoiden ( $p < 0,001$ ). Zwischen dem 3. und 5. postoperativen Jahr waren 4 Revisionseingriffe erforderlich. Diese waren aufgrund von Glenoidlockerungen bei den Metallträger-Glenoiden trotz höherer RLL-Häufigkeit bei den PE-Glenoiden nötig geworden.

Auch in der Studie von Edwards et al. [2003] wird das Versagen der STEP gehäuft auf die frühe Lockerung der Metallträger-Glenoide zurückgeführt. Von den 25 Glenoidkomponenten, die gelockert waren und revidiert werden mussten, waren 23 Metallträger-Glenoide.

In der Arbeit von Throckmorton et al. [2010] zeigten sich postoperativ in 4 (8 %) Fällen RLL in der Peg-Glenoidgruppe. Zur NU waren bei 37 (74 %) Fällen RLL nachweisbar. Dies liegt genau im Bereich unserer Studie, wenn die Gesamtrate der RLL zum Vergleich herangezogen wird. Die Verteilung und Stärke der RLL war in dieser Studie jedoch stärker ausgeprägt, als bei uns. In 12 (24 %) Fällen war ein Peg beteiligt, in 6 (12 %) Fällen zeigten sich RLL in allen Zonen. Dies deutet mit hoher Wahrscheinlichkeit auf eine Lockerung in den 6 Fällen hin. Der Vergleich mit der Kiel-Glenoidgruppe zeigte keinen signifikanten Unterschied.

In der Studie von Merolla et al. [2009] waren in 61 (71 %) Fällen RLL unter 2 mm und in 6 (7 %) Fällen RLL gleich oder über 2 mm zu verzeichnen. In 3 (3,5 %) Fällen stellte man eine komplette Lockerung fest. Insgesamt konnte bei 81 % der implantierten Prothesen ein Nachweis von RLL erbracht werden. Dies ist eine deutlich höhere Häufigkeit als in unserer Patientengruppe mit 73 %. Die Ausprägung ist mit 6 Fällen über 2 mm RLL und 3 manifesten Lockerungen auch als höher zu bewerten.

Boileau et al. [2002] beschrieben für die zementierten Glenoide direkt postoperativ in 12 (60 %) Fällen RLL von unter 1 mm Stärke. In der 3-Jahres-NU waren bei 17 (85 %) Fällen RLL nachweisbar. Es konnte eine Zunahme der RLL in 5 (25 %) Fällen nachgewiesen werden. Daraus resultierten jedoch in diesem Zeitraum keine Revisionen wegen einer Pfannenlockerung oder eines Materialversagens.

In der Publikation von Wirth et al. [2012] wurden postoperativ bei 9 (20,5 %) Fällen RLL Grad 1 nach Lazarus beschrieben. Zur NU wurden dagegen in 23 (52,3 %) Fällen RLL gefunden. Damit konnten auch hier RLL direkt postoperativ gezeigt werden. Die Häufigkeit war damit jedoch geringer als in unseren Untersuchungen.

In der Arbeit von Choi et al. [2013] erfolgte ein Vergleich von RLL bei implantierten Peg-Glenoiden bei 26 Fällen, die ohne Druckzementierung eingebracht wurden und 74 Fällen in denen eine Dreifach-Druckzementierung erfolgte. Diese dreifache Druckzementierungstechnik umfasste das Einfüllen des Zementes mittels Spritzen unter Druck, danach erfolgte das Einbringen eines Stößels in die Peg-Löcher, um zum zweiten Mal Druck aufzubauen und zum Abschluss wurde das Glenoid mit Zement bestrichen und eingeschlagen. Die Implantation unserer Glenoide erfolgte auch mit Einspritzen des Zementes und Einschlagen des Glenoides mit zementbeschichteter Rückfläche unter Verzicht auf den zweiten Kompressionsschritt. Spätestens 2 Wochen nach der Implantation wurde die radiologische Untersuchung mittels true-a.p.- sowie Axial-Aufnahmen durchgeführt. Dieses Intervall entspricht unseren direkt postoperativ angefertigten Aufnahmen. In der Gruppe der mit Druck implantierten Glenoide zeigten sich im Durchschnitt in 23 % (17 Fälle) RLL und in der Gruppe der nicht mit Druck implantierten Glenoide im Durchschnitt 54 % (14 Fälle) RLL. In unserer Studie wurden in 43,6 % (17 Fälle) RLL direkt postoperativ beobachtet. Somit liegen unsere Ergebnisse zwischen den zwei Gruppen.

Kasten et al. [2010] führten eine Nachuntersuchung an 88 Patienten mit 96 Schultertotalendoprothesen mit einer Kiel-Glenoidkomponente durch. Im Durchschnitt betrug die NU 89,1 (60 - 127) Monate. Das Alter bei Implantation lag bei 31 bis 82 Jahren, im Mittel bei 69,7 Jahren. Die Diagnosen waren primäre Omarthrose, posttraumatische Omarthrose, Humeruskopfnekrose und Rheumatooidarthritis. Es konnten in 8 % der Fälle in mehr als 3 Glenoidzonen direkt postoperativ bereits RLL gezeigt werden. In der NU nach 1 Jahr waren in 37 % der Fälle RLL in mehr als 3 Glenoidzonen nachweisbar. Dies ist eine deutliche Zunahme, die auch in der NU nach 9 Jahren mit 87 % aller Fälle weiter eine Progredienz zeigte.

In unserer Studie konnte keine Signifikanz zwischen den RLL und dem CS gefunden werden ( $p = 0,481$ , t-Test). In der Arbeit von Merolla et al. [2009] wurde



genau diese Fragestellung untersucht. Im Gegensatz zu unseren Ergebnissen konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen CS und der RLL-Gradeinteilung nach Lazarus aufgezeigt werden. In der Gruppe mit Grad 3 und 4 betrug der durchschnittliche CS 38,4 Punkte mit einer SD von 9 Punkten und in der Gruppe mit Glenoidverkipfung und medialer Migration nur 30,7 Punkte mit einer SD von 8,7 Punkten. Hier ist festzustellen, dass in unserer Studie ein Schweregrad 2 nach Lazarus oder höher nicht auftrat, so dass die Ergebnisse mit den Angaben von Merolla nicht vergleichbar sind.

Boileau et al. [2002] fanden keinen signifikanten Zusammenhang zwischen RLL und dem CS. Auch der Vergleich zwischen den Untergruppen Schmerz und Beweglichkeit des CS zeigte keine Korrelation mit den RLL, was unserem Ergebnis entspricht.

Auch in der Studie von Raiss et al. [2012] konnte kein Zusammenhang zwischen RLL und dem CS nachgewiesen werden.

In der Untersuchung von Edwards et al. [2003] wurden RLL im Glenoidbereich der TEP bei 56,9 % der Fälle beschrieben, in der Hälfte der Fälle lag eine Progression vor.

Um die RLL-Rate und Glenoiddislokationen bei Glenoidkomponenten mit Pegs und mit Kielen im Zusammenhang mit der Wirtschaftlichkeit zu vergleichen, führte Vavken [2013] eine Metaanalyse durch. Hierfür wurden 8 Studien mit insgesamt 1460 Patienten und einem mittleren Alter von 67 Jahren bei Implantation ausgewertet. Diese Studien wurden zwischen 2002 und 2010 publiziert. Beim Vergleich der Häufigkeit des Auftretens von RLL zwischen Glenoidkomponenten mit Pegs und Kiel konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Die Revisionsraten auf Grund einer Lockerung des Glenoides waren jedoch in der Gruppe der Kiel-Glenoide signifikant höher. Somit ist die alleinige Tatsache des Auftretens von RLL noch kein sicheres Zeichen für eine daraus resultierende Lockerung. Es ist vielmehr anzunehmen, dass außer den RLL noch andere Faktoren einen Einfluss haben.

### *Glenoideinteilung nach Walch*

Beim Vergleich der Glenoidtypen mit dem CS zur NU konnte in unserer Studie kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p = 0,147$ , Kruskal-Test). Dagegen zeigte die statistische Aufarbeitung der Beziehung zwischen den Glenoid-Typen nach Walch und den RLL im Chi<sup>2</sup>-Test einen signifikanten Zusammenhang ( $p = 0,017$ ).

In der Studie von Throckmorton et al. [2010] konnte in der Untergruppe mit Peg-Glenoiden kein signifikanter Zusammenhang zwischen RLL's und der Glenoidtypisierung nach Walch bestätigt werden.

In der Untersuchung von Boileau et al. [2002] wurde mit Hilfe von CT-Aufnahmen eine Klassifikation der Glenoide vorgenommen. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen RLL oder CS konnte auch in dieser Studie nicht gezeigt werden.

Wirth et al. [2012] fanden bei 71% aller Glenoidtypen RLL's, aber nur bei 25% der A1-Glenoide (Chi<sup>2</sup>-Test  $p = 0,03$ ). Somit konnte hier ein Zusammenhang zwischen der Morphologie der Glenoide und den RLL bestätigt werden.

Analog zu der Untersuchung von Wirth konnten Raiss et al. [2012] in ihrer Studie für die Gruppe der B2- und C-Glenoide im Vergleich mit den A2- und B1-Glenoiden einen signifikant höheren Wert im Molé-Score nachweisen.

### *Offset-Analyse*

In der Offset-Analyse des medialen und dorsalen Offsets wurde der Nachweis für die Nutzung der einzelnen Einstellungen des Doppelexzentrums erbracht, da praktisch alle Köpfe exzentrisch montiert wurden. Dabei wurde der gesamte Bereich der möglichen Einstellungen von Verschiebestück und Exzenter ausgenutzt, so dass von einer anatomischen Rekonstruktion der Gelenkverhältnisse auszugehen ist. Neben der Schaffung von günstigen Voraussetzungen für eine optimale Funktion können so auch Glenoidfehlbelastungen im Randbereich und muskuläre Dysbalancen der RM verringert werden [McMahon 2003].

## *Komplikationen*

Insgesamt traten in 6 von 53 Fällen (11,3 %) Komplikationen auf. Von diesen 6 Fällen wurden 5 Fälle (9,4 %) operativ revidiert. Damit lag die Komplikationsrate in unserer Studie im unteren Bereich der in der Literatur angegebenen 10 – 16 % [Bohsali 2006, Wirth 1996].

Bei der Implantation einer Schultertotalendoprothese auftretende Komplikationen können allgemein in operationsbedingte und prothesenspezifische eingeteilt werden. In dieser Studie wurde bei den allgemeinen Operationskomplikationen zwei Wochen postoperativ ein infiziertes Wundhämatom erfasst. Dieses konnte nach der operativen Ausräumung und einer antibiogrammgerechten Antibiotikumtherapie ohne bleibende Schäden zur Ausheilung gebracht werden. In einem zweiten Fall kam es zum Spätinfekt mit erforderlichem zweizeitigen Wechsel auf eine inverse Schultertotalprothese, wodurch eine gute Funktionsfähigkeit erhalten werden konnte.

Als prothesenspezifische Komplikation war eine Luxation der Humeruskopfkomponente bei RM-Läsion, die mittels Rekonstruktion der RM und Trapeziustransfer versorgt wurde, zu verzeichnen. Eine weitere Rotatorenmanschettenruptur wurde durch eine offene RM-Reinsertion zur Ausheilung gebracht. Eine konservativ therapierte partielle Läsion des Plexus brachialis heilte ohne bleibende Schäden aus. Eine Glenoidlockerung bei einem Patienten mit chronischer Polyarthritis führte zur ersatzlosen Entfernung des Glenoides. Auch in diesem Fall konnte die Funktionsfähigkeit des Schultergelenkes in eingeschränktem Maß erhalten werden.

Die genannten prothesenspezifischen Komplikationen werden in einer Metaanalyse von Veröffentlichungen zwischen 1996 bis 2005 von Bohsali et al. [2006] beschrieben. Diese Arbeit umfasste 39 Studien mit einem minimalen Nachbeobachtungszeitraum von 2 Jahren. Es wurden 2810 Totalprothesen mit insgesamt 414 (14,7 %) Komplikationen erfasst. Daher kann, in Bezug auf die Komplikationsrate, das Ergebnis unserer Studie als gut bezeichnet werden.

In der Publikation von Wirth et al. [2012] wurde bei insgesamt 44 implantierten Schultern nur eine (2,3 %) traumatische vordere Schulterluxation mit Dislokation des Glenoides 5 Wochen nach Implantation beschrieben. Die operative

Versorgung mit Glenoid-Reimplantation und Refixation der Sehne des M. subscapularis verlief erfolgreich, so dass zur NU nach 5 Jahren keine Funktionseinschränkungen zu verzeichnen waren.

Habermeyer et al. [2004] gaben für die Gruppe der primären Omarthrosen bei den 39 TEP-Patienten eine Dislokation des Glenoids sowie eine Nekrose der Subscapularissehne an. Beide Male erfolgte eine Revision. Dies entspricht in dieser Gruppe einer Komplikationsrate von 5,1 %. Diese relativ niedrige Komplikationsrate liegt wahrscheinlich an dem stark selektierten Patientengut und der niedrigen NU-Zeit (12 - 66 Monate).

Haines et al. [2006] gaben in ihrer Studie 6 Revisionen unter 82 STEP-Patienten an, dies entspricht 7,3 %. Im Einzelnen waren dies ein Schaftwechsel wegen einer Lockerung, ein Schaftwechsel wegen einer periprotektischen Fraktur und vier Glenoidlockerungen. Dies stellt im Vergleich mit unserer Studie eine hohe Rate an Glenoidverlusten dar.

Die Metaanalyse von Vavken et al. [2013] zeigte, dass jede 23. Kiel-Glenoidkomponente wegen Lockerung revidiert werden musste. Bei den Peg-Glenoidkomponenten war es jede 115., wobei die Rate an Komplikationen in Zentren mit hoher Implantationszahl generell niedriger ausfiel.

Auch bei Strauss et al. [2009] waren die zementierten Glenoidkomponenten mit Pegverankerung den zementierten Glenoiden mit Kielverankerung in ihrer Haltbarkeit und dem Auftreten von Lockerungszeichen deutlich überlegen.

Im Australischen Prothesenregister 2013 konnte eine niedrigere Revisionsrate bei zementierten STEP gegenüber unzementierten STEP bei der primären Omarthrose nachgewiesen werden. Die STEP mit Hybridfixation (zementiertes Glenoid) waren den unzementierten STEP im Bezug auf die Revisionsrate (Abb. 6.1) ebenfalls überlegen [AOA 2013].

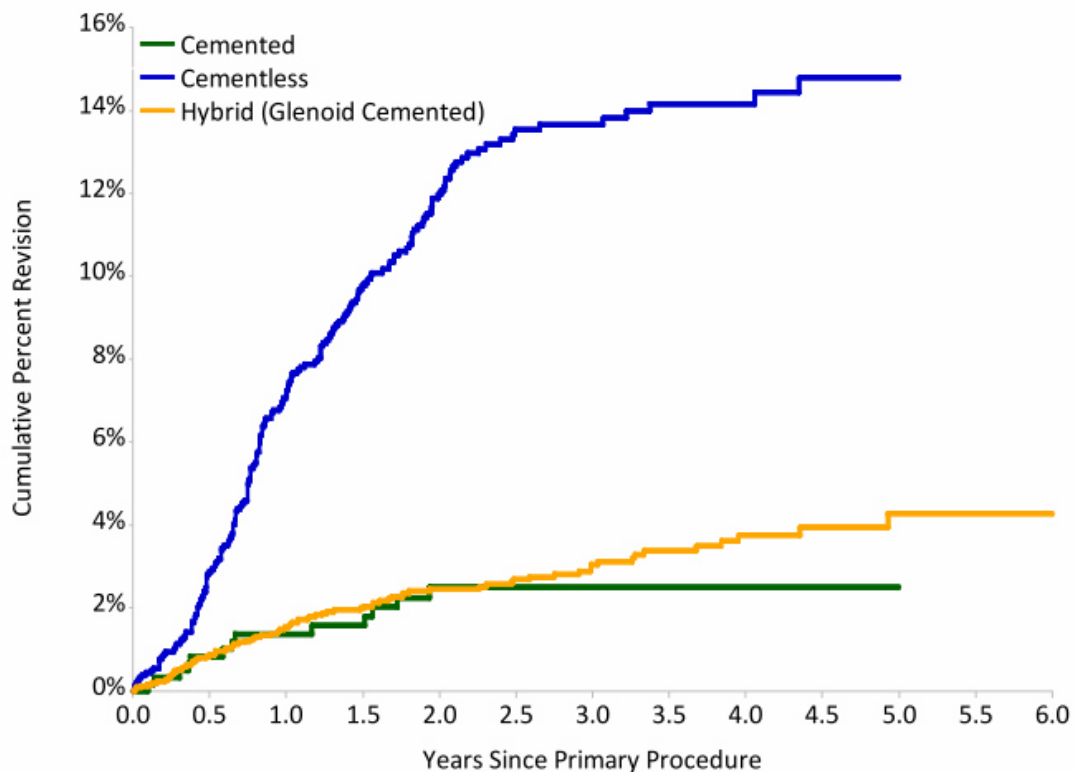


Abb. 6.1: Summe aller Revisionen in Prozent nach primärer Implantation von anatomischen Schultertotalendoprothesen im Vergleich zementiert, unzementiert und Hybridfixation im zeitlichen Verlauf bei primärer Omarthrose aus dem Australischen Prothesenregister [AOA 2013].

### *Limitierende Faktoren der Studie*

Die Gesamtzahl von 53 nachuntersuchten Schulter-TEP führte bei Aufspaltung in indikationsbezogene Untergruppen zu kleinen Fallzahlen in diesen Gruppen. Die Untergruppen mit sehr geringer Fallzahl sind daher nicht zum Vergleich mit den anderen Untergruppen herangezogen worden. Auch andere Studien von Boileau et al. [2002] mit 40 Fällen, Yian et al. [2005] mit 47 Fällen oder Nuttall et al. [2012] mit 11 Fällen weisen diese Probleme auf.

Die radiologische Beurteilung erfolgte mittels konventioneller Röntgenaufnahmen in true-a.p.- und Axial-Projektion. In aktuellen Studien konnte aber gezeigt werden, dass mittels CT ein wesentlich genauerer und damit häufigerer Nachweis von RLL möglich ist. In einer Vergleichsstudie von 47 Schulterendoprothesen mit einer durchschnittlichen NU von 3 Jahren waren mit den konventionellen Röntgenaufnahmen in 21 (45 %) Fällen, in den CT-Aufnahmen dagegen in 36 (77 %) Fällen RLL nachgewiesen worden [Yian 2005].

Auch in der Untersuchung von Nuttall et al. [2012] erfolgte die Kontrolle der RLL mittels CT. Es wurde ein PE-Glenoid mit zentralem unzementiertem Peg und 2 zusätzlichen zementierten Pegs verwendet. In dieser Studie zeigte sich in 6 (54,5 %) Fällen eine frühe Migration des Glenoides, bedingt durch eine fehlende ossäre Integration des zentralen Pegs. Dies wird vom Autor auf eine unzureichende Fixation bei der Implantation zurückgeführt.

In einem direkten Vergleich von konventionellen Röntgenaufnahmen und CT-Nachuntersuchungen von 10 zementierten Kiel-PE-Glenoiden von Kasten et al. [2013] waren bei 9 Glenoiden RLL mit konventionellen Röntgenbildern nachweisbar. In den CT-Aufnahmen konnten davon nur 7 RLL bestätigt werden. Dies deutet auf einen möglichen falsch positiven Nachweis von RLL in den konventionellen Röntgenbildern hin.

Für unsere Studie stand kein CT zur Verfügung. Außerdem sprechen strahlenschutztechnische Aspekte gegen die routinemäßige Verwendung eines CT. Weiter ist zu beachten, dass die überwiegende Mehrheit der publizierten Studien mit konventionellen Röntgenaufnahmen durchgeführt wurde.

**Zusammenfassend** ist festzustellen, dass insgesamt gute bis sehr gute klinische und radiologische Ergebnisse in der mittelfristigen Nachuntersuchung gezeigt werden konnten, die auf vergleichbarem Niveau mit den Angaben in der Literatur liegen. Die Steigerung im CS zeigte besonders eine Zunahme der Aktivität und die Reduktion der Schmerzen mit einer hohen Zufriedenheit der Patienten. Im Schaftbereich der Prothese waren kaum RLL und keine Lockerung nachweisbar. Die RLL waren ohne klinische Relevanz. Das Verhalten der RLL am Glenoid unterscheidet sich von anderen Implantaten dadurch, dass an den Pegs praktisch keine RLL beobachtet wurden. Unter der Basisplatte lagen sie auf vergleichbarem Niveau mit publizierten Daten. Im Verlauf verwiesen diese RLL nur eine geringe Progredienz auf. Die Glenoidkomponente weist somit im mittelfristigen Verlauf ein ausgesprochen zufrieden stellendes Verhalten auf.

Die Komplikationsrate lag mit 11,3 % und die Revisionsrate mit 9,4 % auf einem günstigen Niveau, so dass insgesamt dieser Prothesentyp weiterhin zur Verwendung empfohlen werden kann.

## 7. Schlußfolgerungen

Eines der Hauptprobleme in der Endoprothetik des Schultergelenkes ist in der vorzeitigen Lockerung der Glenoidkomponente bei Totalprothesen und den daraus folgenden Revisionseingriffen zu sehen. Dies liegt zum einen an der nur unzureichenden möglichen anatomischen Rekonstruktion der variablen Anatomie des proximalen Humerus durch die früheren Prothesengenerationen und zum anderen an dem Design der Glenoidkomponenten. Die anatomische Schultertotalendoprothese Typ Affinis (Mathys Ltd., Bettlach, Schweiz) reduziert das erste Problem über eine sehr gute Anpassungsfähigkeit der Schaftkomponente an die anatomischen Gegebenheiten durch die Möglichkeit, das Drehzentrum mittels eines funktionellen Doppelsexzenters zu rekonstruieren. Das Glenoiddesign orientiert sich an aktuellen klinischen und experimentellen Studien und entspricht dem derzeitigen „Goldstandard“.

In dieser Studie konnten sehr gute klinische Ergebnisse für diese Prothese registriert werden. Die Auswertung des Constant-Scores zeigte im Vergleich mit den Angaben in der Literatur vergleichbare und teilweise bessere Ergebnisse. Diese hängen, wie auch in früheren Publikationen über andere Prothesen, vor allem von der Grunderkrankung ab.

In der Offset-Analyse wurde die Notwendigkeit der Verwendung einer verstellbaren Schaftkomponente bestätigt, da von 53 implantierten Prothesen 51 exzentrisch eingesetzt wurden.

Im Bereich des Schaftes sind die RLL zu vernachlässigen, da in weniger als 5 % der Fälle RLL nachweisbar waren und diese nur in den Zonen 1 und 7. Die RLL wiesen alle eine Ausprägung unter 1 mm auf.

In den direkt postoperativ angefertigten radiologischen Aufnahmen wurden in 43,6 % der Fälle in mindestens einer Zone RLL am Glenoid nachgewiesen. Diese RLL sind wahrscheinlich überwiegend operationsbedingt. Von diesen direkt postoperativ gefundenen RLL waren zur NU 12,8 % in allen Glenoidzonen und in 15 % der Fälle in mindestens einer Glenoidzone nicht progredient.

Zum Zeitpunkt der NU wurden in 72 % der Fälle RLL am Glenoid beobachtet, vor allem unter der Basisplatte und nicht an den Pegs. Es ist deshalb davon

auszugehen, dass die Stabilität der Glenoidkomponente vor allem über die Pegs erzielt wird. Klinisch relevante Lockerungen traten nicht auf.

In der Klassifikation nach Lazarus zur Beurteilung der RLL wurde nur einmal der Grad 1 erreicht, alle anderen wiesen Grad 0 auf. Dies spricht für ein geringes Lockerungsrisiko im mittleren Verlauf.

Auch im RLL-Score nach Molé wurden im Vergleich mit in der Literatur publizierten Daten deutlich weniger Punkte erreicht, so dass auch dieser Score für ein geringeres Lockerungsrisiko spricht.

Außerdem konnte eine Zunahme der RLL bei verstärkter dorsaler Glenoidbelastung mit knöcherner Arrosion (Walch – Klassifikation Typ B und C) nachgewiesen werden. Ein Einfluss der Glenoidform nach Walch auf den Constant-Score war nicht nachweisbar.

Insgesamt wurde eine Komplikationsrate von 11,3 % registriert. Eine dauerhafte Schädigung resultierte aber nur in 3,8 % aller Fälle. Die Revisionsrate betrug 9,4 %.

Zusammenfassend zeigte die Untersuchung eine hohe Standfestigkeit der untersuchten Schultertotalendoprothese bei einer Mindestnachuntersuchungszeit von 4 Jahren und einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 63 Monaten. Es wurden sowohl sehr gute subjektive als auch objektivierbare funktionelle Ergebnisse gefunden. Weiterhin konnte eine gute Verankerung der Glenoidkomponente und des Prothesenschaftes gezeigt werden. Als Besonderheit gegenüber anderen Glenoidkomponenten erfolgt die Verankerung der untersuchten Pfanne vor allem über die Pegs, da RLL fast ausschließlich unter der Basisplatte auftraten.

Aufgrund der Ergebnisse kann die weitere Implantation dieser Prothese empfohlen werden.



## 8. Literaturverzeichnis

1. Anglin C, Wyss UP, Pichora DR. 2000. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J Shoulder Elbow Surg*, 9(4):323-331.
2. Anglin C, Wyss UP, Nyffeler RW, Gerber C. 2001. Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(2):144-150.
3. Arredondo J, Worland RL. 1999. Bipolar shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis: short-term clinical results and evaluation of birational head motion. *J Shoulder Elbow Surg*, 8(5):425-429.
4. Australian Orthopaedic Association. 2013. Demographics and Outcomes of Shoulder Arthroplasty. National Joint Replacement Registry Supplementary Report.
5. Bergmann G. 1986. Biomechanik und Pathomechanik des Schultergelenkes im Hinblick auf den künstlichen Gelenkersatz. In: Kölbel R, Helbig B, Blauth, Hrsg. *Schulterendoprothetik*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 33-43.
6. Bankes M, Emery R. 1995. Pioneers of shoulder replacement: Themistocles Gluck and Jules Emile Péan. *J Shoulder Elbow Surg*, 4:259–262.
7. Barrett WP, Franklin JL, Jackins SE, Wyss CR, Matsen FA 3rd. 1987. Total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 69(6):865-872.
8. Berth A, Pap G, Lohmann C. 2012. Indikationsspezifische mittelfristige Ergebnisse der anatomischen Kurzschaft-Schulterprothese. *Obere Extremität*, 7:83-90.

9. Bohsali KI, Wirth MA, Rockwood CA Jr. 2006. Complications of total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 88(10):2279–2292.
10. Boileau P, Walch G. 1997. The Tree-Dimensional Geometry of the Proximal Humerus. Implications for Surgical Technique and Prosthetic Design. *J Bone Joint Surg Br*, 79(5):857–865.
11. Boileau P, Walch G. 1999. Normal and pathological anatomy of the glenoid: Effects on the design, preparation and fixation of the glenoid component. In: Walch G, Boileau P, Hrsg. *Shoulder arthroplasty*. Berlin-Heidelberg: Springer Verlag, 127-140.
12. Boileau P, Avidor C, Krishnan SG, Walch G, Kempf JF, Molé D. 2002. Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study. *J Shoulder Elbow Surg*, 11(4):351-359.
13. Boileau P, Chuinard C, Le Huec JC, Walch G, Trojani C. 2006. Proximal humerus fracture sequelae: impact of a new radiographic classification on arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 442:121-130.
14. Briem D, Rueger J.M., Klauser W., Neumann J. 2009. Endoprothetik des Schultergelenkes. *Hamburger Ärzteblatt*, 1:28-35.
15. Broström LA, Wallensten R, Olsson E, Anderson D. 1992. The Kessel prosthesis in total shoulder arthroplasty. A five-year experience. *Clin Orthop Relat Res*, 277:155-160.
16. Brunner UH, Fruth M, Rückl K, Magosch P, Tauber M, Resch H, Habermeyer P. 2012. Die schafffreie Eclipse-Prothese - Indikation und mittelfristige Ergebnisse. Eine prospektive Multicenterstudie. *Obere Extremität*, 7:22-28.
17. Charnley J. 1961. Arthroplasty of the Hip – a New Operation. *Lancet*, 1:1129.

18. Choi T, Horodyski M, Struk AM, Sahajpal DT, Wright TW. 2013. Incidence of early radiolucent lines after glenoid component insertion for total shoulder arthroplasty: a radiographic study comparing pressurized and unpressurized cementing techniques. *J Shoulder Elbow Surg*, 22(3):403-408.
19. Ciepiela MD, Burkhead WZ. 1996. The end result: Functional assessment of rotator cuff repair. In: Burkhead WZ (ed.) *Rotator cuff disorders*. Williams and Williams, Baltimore, 393-398.
20. Cil A, Veillette CJ, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, Schleck CD, Cofield RH. 2010. Survivorship of the humeral component in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 19(1):143-50.
21. Constant CR. 1986. Age related recovery of shoulder function after injury [Dissertation]. Cork, Ireland: University College Cork.
22. Constant CR, Murley AH. 1987. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop*, 214: 160-164.
23. Constant CR. 1991. Assessment of shoulder function. *Orthopäde*. 20:289-294.
24. Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Søjberg JO, Gohlke F, Boileau P. 2008. A review of the Constant score: Modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg*, 17(2): 355-361.
25. Copeland S. 1990. Cementless shoulder replacement. In: Post M, Morrey B, Hawkins R (eds) *Surgery of the shoulder*. Mosby Year Book. St. Louis, 289-293.
26. Copeland S. 2006. The continuing development of shoulder replacement: reaching the surface. *J Bone Joint Surg*, 88:900–905.

27. Drenckhahn D. 1994. 8.3 Obere Extremität. In: Drenckhahn D., Zenker W, Hrsg. Benninghoff Anatomie Band 1. 15. Aufl. München-Wien-Baltimore: Urban & Schwarzenberg Verlag, 405-470.
28. Edwards TB, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, Nemoz C, Walch G. 2002. The influence of rotator cuff disease on the results of shoulder arthroplasty for primary Osteoarthritis. J Bone Joint Surg Am, 84(12): 2240-2248.
29. Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, Némóz C, Walch G. 2003. A comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study. J Shoulder Elbow Surg, 12(3):207-213.
30. Fox TJ, Cil A, Sperling JW, Sanchez-Sotelo J, Schleck CD, Cofield RH. 2009. Survival of the glenoid component in shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg, 18(6):859-863.
31. Gansen HK, Irlenbusch U. 2002. Die neuromuskuläre Insuffizienz der Rotatorenmanschette als Ursache des funktionellen Impingements - muskelbiopsische Untersuchungen am Schultergelenk. Z Orthop, 140:65-71.
32. Gartsman GM, Elkousy HA, Warnock KM, Edwards TB, O'Connor DP. 2005. Radiographic comparison of pegged and keeled glenoid components. J Shoulder Elbow Surg, 14(3):252-257.
33. Gerber C. 1992. Integrated Scoring Systems for the Functional Assessment of the shoulder. In: Matsen F, Fu F, Hawkins (red). The Shoulder: A Balance of Mobility and Stability. Rosemont, 531-550.
34. Gerber C, Hersche O, Farron A. 1996. Isolated rupture of the subscapularis tendon. J Bone Joint Surg Am, 78(7):1015-1023.

35. Gohlke F, Janssen E. 2002. Funktionelle Anatomie und Kinematik. In: F. Gohlke, A. Hedtmann (Hrsg): Schulter - das Standardwerk für Klinik und Praxis. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 35-48.
36. Grammont P, Trouilloud P, Laffay J, Deries X. 1987. Etude et realisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. Rheumatology, 39:407–418.
37. Greenfield BH, Donatelli R, Wooden MJ, Wilkes J. 1990. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. Am J Sports Med, 18(2):124-128.
38. Groh GI. 2010. Survival and radiographic analysis of a glenoid component with a cementless fluted central peg. J Shoulder Elbow Surg, 19(8):1265-1268.
39. Habermeyer P, Engel G. 2004. Der endoprothetische Gelenkersatz bei Omarthrose. Operative Orthopädie und Traumatologie, 16(4):339-364.
40. Heers G, Grifka J, An KN. 2001. An: Biomechanische Überlegungen zur Schultergelenksendoprothetik. Orthopäde, 30:346-353.
41. Hertel R, Knothe U, Ballmer FT. 2002. Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. J Shoulder Elbow Surg, 11(4):331-338.
42. Hess SA. 2000. Functional stability of the glenohumeral joint. Man Therapy, 5(2):63-71.
43. Imhoff AB. 1999. König U, Hrsg. Schulterinstabilität – Rotatorenmanschette. Darmstadt: Steinkopf Verlag.
44. Irlenbusch U, Pieper KS. 1992. Muskelbiopsische Untersuchungen am Schultergelenk – ein Beitrag zur Pathogenese der sogenannten Periarthritis humeroscapularis. Orthop Praxis, 28:529-532.

45. Irlenbusch U, Gansen HK. 2003. Muscle biopsy investigations on neuromuscular insufficiency of the rotator cuff - a contribution to the functional impingement of the shoulder joint. J Shoulder Elbow Surg, 12(5):422-426.
46. Irlenbusch U, Gansen HK, Thiel J, Voss A. 2005. Entwicklung und erste Erfahrungen mit der Affinis-Schulterendoprothese. In: Neumann HW, Ascherl R Hrsg. Ersatz der grossen Gelenke – klinische und technische Aspekte. Buchreihe für Orthopädie und orthopädische Grenzgebiete, Band 19. Uelzen: Medizinisch Literarische Verlagsgesellschaft mbH, 43-51.
47. Irlenbusch U, Irlenbusch L. 2007. Aktueller Stand der Schulterendoprothetik. Z Orthop Unfallchir, 4(2):289-309.
48. Irlenbusch U, Gebhardt K, Fuhrmann U, Rott O. 2008. Differentialindikation anatomischer und inverser Schulterendoprothesen in der sekundären Frakturprothetik. Z Orthop Unfallchir, 146:478-485.
49. Irlenbusch U. 2010. Operationstechnik 5.3. Humeruskopfprothese. In: Loew M, Hrsg. AE Manual der Endoprothetik Schulter. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer Verlag, 91-105.
50. Irlenbusch U, Forke L, Fuhrmann U, Gebhardt K, Rott O. 2010. Zur Differentialindikation anatomischer und inverser Schulterendoprothesen bei der chronischen Polyarthrit. Z Rheumatol, 3:240-249.
51. Irlenbusch U, End S, Kilic M. 2011. Differences in reconstruction of the anatomy with modern adjustable compared to second-generation shoulder prosthesis. Int Orthop., 35(5):705-711.
52. Jerosch J, Heisel J. 2002. Schulterendoprothetik, Darmstadt: Steinkopff Verlag.

53. Jonsson E, Egund N, Kelly I , Rydholm U, Lidgren L. 1986. Cup arthroplasty of the rheumatoid shoulder. *Acta Orthop Scand*, 57(6):542 –546.
  
54. Karduna AR, Williams GR, Williams JL, Iannotti JP. 1996. Kinematics of the glenohumeral joint: influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry. *J Orthop Res*, 14(6):986-993.
  
55. Karduna AR, Williams GR, Williams JL, Iannotti JP. 1997. Glenohumeral joint translations before and after total shoulder arthroplasty. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am*, 79(8):1166-1174.
  
56. Karduna AR, Williams GR, Iannotti JP, Williams JL. 1998. Total shoulder arthroplasty biomechanics: a study of the forces and strains at the glenoid component. *J Biomech Eng*, 120(1):92-99.
  
57. Kasten P, Pape G, Raiss P, Bruckner T, Rickert M, Zeifang F, Loew M. 2010. Mid-term survivorship analysis of a shoulder replacement with a keeled glenoid and a modern cementing technique. *J Bone Joint Surg Br*, 92(3):387-392.
  
58. Kasten P, Ditzen T, Raiss P, Merle C. 2013. Zuverlässigkeit der Röntgenbeurteilung von zementierten Kiel Glenoiden mit und ohne Kippung im Vergleich zum CT [Abstract]. Dresden: Universitätsklinikum Carl Gustav Carus.
  
59. Kilic M, End S, Irlenbusch U. 2011. Replication of the rotational center of the humeral head with second-generation stemmed prostheses. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 45(2):71-78.
  
60. König F. 1914. Über die Implantation von Elfenbein zum Ersatz von Knochen und Gelenkenden. *Bruns Beitr Klein Chir*, 85:613.

61. Kölbel R, Rohlmann A, Bergmann G, Friedebold G. 1977. Schultergelenkersatz nach Kölbel-Friedebold. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, 1:50-63.
  
62. Lazarus MD, Jensen KL, Southworth C, Matsen FA 3rd. 2002. The radiographie evaluation of keeled and pegged glenoid component insertion. J Bone Joint Surg Am, 84(7):1174-1182.
  
63. Lettin AW, Copeland SA, Scales JT. 1982. The Stanmore Total Shoulder Replacement. J Bone Joint Surg Br, 64(1):47–51.
  
64. Lillkrona U. 2008. How should we use the Constant Score - a commentary. J Shoulder Elbow Surg, 17(2):362-363.
  
65. Liem D, Marquardt B, Witt KA, Steinbeck J. 2010. Technische Konzepte der Implantate. In: Loew M. Hrsg. AE Manual der Endoprothetik. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer Verlag, 29-53.
  
66. Loew M. 2010. Geschichte und Entwicklung der Schulterendoprothetik. In: Loew M, Hrsg. AE Manual der Endoprothetik. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer Verlag, 1-10.
  
67. Mathys R. 1973. Stand der Verwendung von Kunststoffen für künstliche Gelenke. Akt Traumatol, 3:253.
  
68. Matsen FA, Lippit SB, Sidles JA, Harrymann DT. 1994. Practical Evaluation and Management of the Shoulder. Philadelphia: Saunders.
  
69. Matsen FA, Rockwood CA, MA W et al. 1998. Glenohumeral arthritis and its management. In: Rockwood CA, Matsen FA, Hrsg. The shoulder. Philadelphia: Saunders, 840–964.



70. McCoy SR, Warren RF, Bade HA 3rd, Ranawat CS, Inglis AE. 1989. Total shoulder arthroplasty in rheumatoid arthritis. *J Arthroplasty*, 4(2):105–113.
71. McMahon PJ, Dee DT, Yang BY, Lee TQ. 2003. Mal-aligning humeral offset may not effect shoulder hemiarthroplasty: a biomechanical study. *Med Sci Monit*, 9(8):346–352.
72. Merolla G, Campi F, Paladini P, Lollino N, Fauci F, Porcellini G. 2009. Correlation between radiographic risk for glenoid component loosening and clinical scores in shoulder arthroplasty. *Chir Organi Mov*, 93(1):29-34.
73. Molé D, Roche O, Riand N, Lévine C, Walch G. 1999. Cemented Glenoid Component: Results in Osteoarthritis and Rheumatoid Arthritis In: *Shoulder Arthroplasty*. Springer, 163-171.
74. Moseley HF. 1972. Examination of the shoulder. In: Moseley HF Hrsg. *Shoulder lesions*. New York: Paul B Hober, 22-30.
75. Murray MP, Gore DR, Gardner GM, Mollinger LA. 1985. Shoulder motion and muscle strength of normal men and woman in two groups. *Clin Orthop Relat Res*, 192:268-273.
76. Neer CS. 1955. Articular replacement for the humeral head. *J Bone Joint Surg Am*, 37(2): 215-228.
77. Neer CS. 1974. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 56(1): 1-13.
78. Neer CS. 1990. *Shoulder Reconstruction*. Philadelphia: Saunders, 212-216.
79. Nuttall D, Haines JF, Trail IA. 2012. The early migration of a partially cemented fluted pegged glenoid component using radiostereometric analysis. *J Shoulder Elbow Surg*, 21(9):1191-1196.

80. Pean JE. 1894. Des moyens prothetiques destinees a obtenir la reparation des parties osseuses. *Graz Hop Paris*, 67:291. Nachdruck in : Lugli T. 1978. Artificial shoulder joint by Pean (1893): The facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. *Clin Orthop*, 133:215-218.
81. Pfahler M, Neyton L, Molé D. 2001. Results of the Cemented Polyethylene Glenoid Components– Comparison Hemi vs. Total Shoulder Arthroplasty In: 2000 Prothèses d'Epaule. recul de 2 à 10 ans. *Sauramps Medical*, 457-467.
82. Pollock RG, Higgs GB, Codd TP, Weinstein DM, Self EB, Flatow EL, Bigliani LU. 1995. Total shoulder replacement for the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg*, 4(1):12–17.
83. Rahme H, Jacobsen MB, Salomonson B. 2001. The Swedish Elbow Register and The Swedish Shoulder Arthroplasty Register. *Acta Ortho Scand*, 72(2):107-112.
84. Rasmussen JV, Jakobsen J, Broson S, Olsen BS. 2012. The Danish Shoulder Arthroplasty Registry: clinical outcome and short-term survival of 2,137 primary shoulder replacements. *Acta Orthop*, 83(2):171-173.
85. Raiss P, Schmitt M, Bruckner T, Kasten P, Pape G, Loew M, Zeifang F. 2012. Results of cemented total shoulder replacement with a minimum follow-up of ten years. *J Bone Joint Surg Am*, 94(23):e1711-1710.
86. Reeves B, Jobbins B, Dowson D, Wright V. 1974. A total Shoulder endoprothesis. *N Eng J Med*, 1:64-67.
87. Sanchez-Sotelo J, Wright TW, O'Driscoll SW, Cofield RH, Rowland CM. 2001. Radiographic assessment of uncemented humeral components in total shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty*, 16(2): 180-187.

88. Sanchez-Sotelo J, O'Driscoll SW, Torchia ME, Cofield RH, Rowland CM. 2001. Radiographic assessment of cemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 10(6):526-531.
89. Schill S, Thabe H, Grifka J. 2002. Differentialtherapie der rheumatischen Schulter. *Orthopäde*, 31:1132-1144.
90. Siegel A, Engelbrecht E. 1977. Shoulder joint endoprosthesis "St. Georg". *Aktuelle Probl Chir Orthop*, 1:64-65.
91. Skutek M, Zeichen J, Fremerey RW, Bosch U. 2001. Outcomeanalyse nach offener Rekonstruktion von Rotatorenmanschettenrupturen. Eine vergleichende Beurteilung neuer Bewertungsverfahren. *Unfallchirurg*, 104:480-487.
92. Smith CD, Guyver P, Bunker TD. 2012. Indications for reverse shoulder replacement: a systematic review. *J Bone Joint Surg Br*, 94(5):577-583.
93. Steffee AD, More RW. 1984. Hemiresurfacing arthroplasty of the rheumatoid shoulder. *Contemp Orthop*, 9: 51-59.
94. Stone KD, Grabowski JJ, Cofield RH, Morrey BF, An KN. 1999. Stress analyses of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 8(2):151-158.
95. Strauss EJ, Roche C, Flurin PH, Wright T, Zuckerman JD. 2009. The glenoid in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 18(5):819-833.
96. Stürmer K.M. Hrsg. 1999. Leitlinien Unfallchirurgie. Zweite Auflage. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 55–64.
97. Swanson AB. 1984. Bipolar implant shoulder arthroplasty. In: Bateman JE, Welsh RP Hrsg. *Surgery of the shoulder*. St Louis, Toronto, London: Mosby.

98. Thabe H, Schill S, Dinges H. 1994. Die endoprothetische Versorgung des rheumatischen Schultergelenkes. *Akt Rheumatol*, 19:155-160.
99. Thomas M, Dieball O, Busse M. 2003. Normalwerte der Schulterkraft in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht - Vergleich zum Constant-, UCLA-, ASES-Score und SF-36 Fragebogen. *Z Orthop*, 141:160-170.
100. Throckmorton TW, Zarkadas PC, Sperling JW, Cofield RH. 2010. Pegged versus keeled glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 19(5):726-733.
101. Torchia M, Cofield R, Settergren C. 1997. Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long term results. *J Shoulder Elbow Surg*, 6:495–505.
102. Vavken P, Sadoghi P, von Keudell A, Rosso C, Valderrabano V, Müller AM. 2013. Rates of radiolucency and loosening after total shoulder arthroplasty with pegged or keeled glenoid components. *J Bone Joint Surg Am*, 95(3):215-221.
103. Wallace WA. 1998. Shoulder movements and biomechanics of the shoulder. In: Wallace WA. Hrsg. *Joint replacement in the shoulder and elbow*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 17-28.
104. Wessinghage D. 1991. Themistocles Gluck: 100 Jahre künstlicher Gelenkersatz. *Z Orthop*, 129:383-388.
105. Wirth MA, Rockwood CA. 1996. Complications of total shoulder-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 78(4): 603-616.
106. Wirth MA, Loredó R, García G, Rockwood CA Jr, Southworth C, Iannotti JP. 2012. Total shoulder arthroplasty with an all-polyethylene pegged bone-ingrowth glenoid component: a clinical and radiographic outcome study. *J Bone Joint Surg Am*, 94(3):260-267.

107. Wretenberg PF, Wallensten R. 1999. The Kessel total shoulder arthroplasty. A 13- to 16- year retrospective followup. Clin Orthop Relat Res, 365:100-103.
108. Yian EH, Werner CM, Nyffeler RW, Pfirrmann CW, Ramappa A, Sukthankar A, Gerber C. 2005. Radiographic and computed tomography analysis of cemented pegged polyethylene glenoid components in total shoulder replacement. J Bone Joint Surg Am, 87(9):1928–1936.
109. Young AA, Walch G. 2012. Fixation of the glenoid component in total shoulder arthroplasty: what is "modern cementing technique?". J Shoulder Elbow Surg, 19(8):1129-1136.
110. Zippel J. 1975. Dislocation-proof shoulder prothesis model BME. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 113(4):454-457.

## 9. Anhang

### 9.1. Abbildungsverzeichnis

	<b>Seite</b>
Abbildung 4.1: Affinis-Totalendoprothese Schaft	22
Abbildung 4.2: Affinis-Glenoid	23
Abbildung 4.3: Doppelexzenterpositionierung am Schaft	24
Abbildung 4.4: Röntgenaufnahme links Affinis-Schultertotalendoprothese mit zementiertem Schaft in true-a.p.-Aufnahme, rechts unzementierte Affinis-Schultertotalendoprothese in der Axial-Aufnahme	30
Abbildung 4.5: Radiologische Beurteilung mit Zoneneinteilung des Schaftes	31
Abbildung 4.6: Glenoidformen	32
Abbildung 4.7: Zoneneinteilung des Glenoides	33
Abbildung 4.8: Einteilung der Glenoidzonen an einer Glenoidkomponente mit Kiel	33
Abbildung 4.9: Einteilung der RLL um den Zementmantel der Glenoidkomponente	34
Abbildung 4.10: Bestimmung des Eintrittspunktes des Führungsdrahtes	38
Abbildung 5.1: Vergleich des präoperativen CS und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung	40

Abbildung 5.2: Vergleich der Prozente präoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung des alters- und geschlechtskorrigierten Constant-Scores	41
Abbildung 5.3: Constant-Score im Vergleich der Grunderkrankungen präoperativ und postoperativ	43
Abbildung 5.4: Alters- und geschlechtskorrigierter CS im Vergleich der Grunderkrankungen präoperativ und postoperativ	44
Abbildung 5.5: Delta-Constant-Score im Vergleich der Grunderkrankungen präoperativ und zur NU	45
Abbildung 5.6: Mittelwerte des korrigierten Constant-Scores nach zementierter und unzementierter Schaftkomponente	46
Abbildung 5.7: Gegenüberstellung Kraftmessung präoperativ und zur NU	47
Abbildung 5.8: Gegenüberstellung Schmerz präoperativ und zur NU	48
Abbildung 5.9: Gegenüberstellung Schlafstörungen präoperativ und zur NU	49
Abbildung 5.10: Gegenüberstellung Arbeitsunfähigkeit präoperativ und zur NU	50
Abbildung 5.11: Gegenüberstellung Einschränkung bei Freizeitaktivitäten präoperativ und zur NU	51
Abbildung 5.12: Gegenüberstellung der Arbeitshöhe ohne Schmerzen präoperativ und zur NU	52
Abbildung 5.13: Abduktion des Schultergelenkes präoperativ und zur NU	53
Abbildung 5.14: Anteversion des Schultergelenkes präoperativ und zur NU	54

Abbildung 5.15: Kombinationsbewegung zur Beurteilung der Außenrotation im Schultergelenk präoperativ und zur NU	55
Abbildung 5.16: Kombinationsbewegung zur Beurteilung der Innenrotation im Schultergelenk präoperativ und zur NU	56
Abbildung 5.17: Verteilung der Glenoide in der Klassifikation nach Walch	58
Abbildung 5.18: Constant-Score präoperativ und zur NU nach Glenoideinteilung nach Walch	59
Abbildung 5.19: Verteilung der RLL in den Zonen des Schaftes	59
Abbildung 5.20: Röntgenaufnahme zur NU Affinis-Totalendoprothese	61
Abbildung 5.21: Diagramm Offset-Auswertung	68
Abbildung 6.1: Summe aller Revisionen in Prozent nach primärer Implantation von anatomischen Schultertotalendoprothesen im Vergleich zementiert, unzementiert und Hybridfixation im zeitlichen Verlauf bei primärer Omarthrose aus dem Australischen Prothesenregister	87



## 9.2. Tabellenverzeichnis

	<b>Seite</b>
Tabelle 4.1: Indikation zur Schulterprothesenimplantation	25
Tabelle 4.2: Bewertung der Aussenrotation im Constant-Score	28
Tabelle 4.3: Bewertung der Innenrotation im Constant-Score	28
Tabelle 4.4: Alterskorrigierter und geschlechtsspezifischer Constant-Score	29
Tabelle 5.1: Constant-Score der Grunderkrankungen und total präoperativ und postoperativ	42
Tabelle 5.2: Vergleich des CS der Gruppen mit einem NU Zeitraum ≤ 5 Jahre und > 5 Jahre	57
Tabelle 5.3: Häufigkeiten und Ausprägung der RLL direkt postoperativ in den Glenoidzonen	60
Tabelle 5.4: Häufigkeiten und Ausprägung der RLL zur NU in den Glenoid- zonen	62
Tabelle 5.5: Punkteverteilung im Molé-Score in den einzelnen Glenoid- zonen mit Mittelwert des Molé-Score	63
Tabelle 5.6: Punkteverteilung im Lazarus-Score	64

Tabelle 5.7:	gepaarter t-Test der RLL direkt postoperativ versus NU in den Glenoidzonen	65
Tabelle 5.8:	Zusammenhang zwischen RLL am Glenoid und den Glenoid-Typen nach Walch	66
Tabelle 5.9:	Zusammenhang zwischen RLL am Glenoid zur NU <= 5 Jahre und > 5 Jahre	67
Tabelle 5.10:	Vergleich der RLL-Scores nach Molé der Gruppen mit einer NU Zeitraum <= 5 Jahre und > 5 Jahre	67
Tabelle 5.11:	Komplikationen und durchgeführte Revisionen bei implantierter anatomischer Schultertotalendoprothese Typ Affinis	69
Tabelle 6.1:	Literaturvergleich RLL-Häufigkeit am Glenoid und Gradeinteilung nach Lazarus zur NU	79

### 9.3. Untersuchungsbögen

#### Klinische Studien: Schulterendoprothese AffinisGlenoid

Prä- intraoperativ und Entlassung  
Ref. 080503

**Formular A**  
Seite 1

Klinik	<input type="text"/>	Patient Nr.	<input type="text"/>	Initialen	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Vorname	<input type="text"/>	Nachname	<input type="text"/>	Geburtsdatum	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
--------	----------------------	-------------	----------------------	-----------	----------------------	----------------------	---------	----------------------	----------	----------------------	--------------	----------------------	----------------------	----------------------

**Diagnose** (Zutreffendes ankreuzen)

**Primärdiagnose** (bitte um genauere Spezifizierung)

<input type="checkbox"/> primäre Omarthrose
<input type="checkbox"/> rheumat. Arthritis (z.B. M. Bechterew)
<input type="checkbox"/> posttraumat. Omarthrose
<input type="checkbox"/> Tumor
<input type="checkbox"/> Fraktur
<input type="checkbox"/> Defektarthropathie (nur Rotatorendefektarthropathie)
<input type="checkbox"/> Humeruskopf Nekrose
<input type="checkbox"/> <b>chronische Traumaschulter (bitte spezifizieren):</b>
<input type="checkbox"/> Schraubenperforation mit Arrosion des Glenoids
<input type="checkbox"/> Z. n. postinfektiöse Zustände
<input type="checkbox"/> Pfannenkorrektur
<input type="checkbox"/> Pseudarthrose
<input type="checkbox"/> Kontraktur aufgrund fehlerhafter Fraktur
<input type="checkbox"/> Chondromatose
<input type="checkbox"/> Z. n. Humeruskopfresektion
<input type="checkbox"/> andere (bitte spezifizieren): _____

Name des Untersuchers (Blockbuchstaben)

Unterschrift

Datum

### Formular A

Klinik		Patient Nr.	AI	Initialen			Vorname	Nachname		Tag	Monat	Jahr

	Tag	Monat	Jahr		Tag	Monat	Jahr
Operationsdatum					Untersuchungsdatum		
Zu operierende Schulter	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links						
Geschlecht	<input type="checkbox"/> männlich <input type="checkbox"/> weiblich						
Berufliche Tätigkeit					Pensioniert	<input type="checkbox"/>	

<b>Primärdiagnose</b>	<input type="checkbox"/> primäre Omarthrose <input type="checkbox"/> Fraktur	<input type="checkbox"/> posttraumat. Omarthrose <input type="checkbox"/> Tumor	<input type="checkbox"/> rheumat. Arthritis <input type="checkbox"/> Humeruskopf Nekrose
<b>Andere</b>			
<b>Frühere Schulterverletzungen</b>	<input type="checkbox"/> keine <input type="checkbox"/> Luxation <input type="checkbox"/> RM Ruptur <input type="checkbox"/> Fraktur		
<b>Frühere Schulteroperationen (bitte spezifizieren)</b>	<input type="checkbox"/> keine <input type="checkbox"/> Stabilisierende Schulterop. _____ <input type="checkbox"/> RM Naht _____ <input type="checkbox"/> Osteosynthese _____ <input type="checkbox"/> Acromionplastik/ subacromiale Burssektomie _____		
<b>Begleiterkrankungen</b>	<input type="checkbox"/> keine <input type="checkbox"/> Atemwege <input type="checkbox"/> Venöses System <input type="checkbox"/> Gastro- Intestinal		
	<input type="checkbox"/> Herz- Kreislauf <input type="checkbox"/> Diabetes <input type="checkbox"/> Zentrales Nervensystem		
<b>Andere</b>			
<b>Knochenqualität</b>	<input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> Osteoporose		
<b>Medikamente</b>	<input type="checkbox"/> keine <input type="checkbox"/> NSAR <input type="checkbox"/> Steroide <input type="checkbox"/> Andere		
<b>Andere Medikamente</b>			

**Datum**

**Klinische Studien:**  
**Schulterendoprothese AffinisGlenoid**  
Prä- intraoperativ und Entlassung

**Formular A**

Seite 2 von 4

	Vorname	Nachname	Tag	Monat	Jahr
Klinik <input style="width: 80px;" type="text"/>	Patient Nr. <input style="width: 60px;" type="text" value="AI"/>	Initialen <input style="width: 40px;" type="text"/>	Geburtsdatum <input style="width: 40px;" type="text"/> <input style="width: 40px;" type="text"/> <input style="width: 40px;" type="text"/>		

**Constant-Murley-Score**

**A. Aktivitäten des täglichen Lebens**

**1. Schmerz**

☐ (15) keiner    ☐ (10) leichte    ☐ (5) mässige    ☐ (0) starke

**2. Arbeitsunfähigkeit**

☐ (0) 100%    ☐ (1) 75%    ☐ (2) 50%    ☐ (3) 25%    ☐ (4) 0%

**3. Freizeit und Sport**

☐ (4) uneingeschränkt    ☐ (2) eingeschränkt    ☐ (0) unmöglich

**4. Schlafstörung**

☐ (2) keine    ☐ (1) ab und zu    ☐ (0) regelmässig

**5. Maximale Höhe schmerzfreier Armhaltung beim Arbeiten**

☐ (2) Taille    ☐ (4) Xiphoid    ☐ (6) Hals    ☐ (8) Scheitel    ☐ (10) über Kopfhöhe

**B. Aktiver Bewegungsumfang (sitzend, schmerzfrei)**

**6. Anteversion (Flexion)**

☐ (0) 0-30°    ☐ (2) 31-60°    ☐ (4) 61-90°    ☐ (6) 91-120°    ☐ (8) 121-150°    ☐ (10) 151-180°

**7. Abduktion (seitliche Elevation)**

☐ (0) 0-30°    ☐ (2) 31-60°    ☐ (4) 61-90°    ☐ (6) 91-120°    ☐ (8) 121-150°    ☐ (10) 151-180°

**8. Aussenrotation (Mehrfachnennung, max. 10 Punkte)**

<input type="checkbox"/> (2) Nackengriff, Ellbogen weist nach vorne	<input type="checkbox"/> (2) Nackengriff, Ellbogen weist nach hinten
<input type="checkbox"/> (2) Scheitelgriff, Ellbogen weist nach vorne	<input type="checkbox"/> (2) Scheitelgriff, Ellbogen weist nach hinten
<input type="checkbox"/> (2) volle Elevation vom Scheitel ausgehend	

**9. Innenrotation**

<input type="checkbox"/> (0) Handrücken auf Aussenseite des Oberschenkels	<input type="checkbox"/> (2) Handrücken auf Gesäss
<input type="checkbox"/> (4) Handrücken auf lumbosacralen Übergang	<input type="checkbox"/> (6) Handrücken auf Gürtellinie
<input type="checkbox"/> (8) Handrücken auf 12. Brustwirbel (Th12)	<input type="checkbox"/> (10) Handrücken zwischen Schulterblätter (Th7)

**10. Kraftmessung (max. 25 P.)**

(12kg am Deltoideusansatz bei 90° Abduktion im Sitzen über 3 Sek. in Scapulaebene = 25 Punkte)

<input type="checkbox"/> (1) 0-1kg	<input type="checkbox"/> (5) 2-3kg	<input type="checkbox"/> (9) 4-5kg	<input type="checkbox"/> (13) 6-7kg
<input type="checkbox"/> (17) 8-9kg	<input type="checkbox"/> (21) 10-11 kg	<input type="checkbox"/> (25) 12kg und mehr	

Total Score (max. 100)

Einfluss anderer Erkrankungen auf diesen Score

☐ nein ☐ ja, welche \_\_\_\_\_

Name des Untersuchers (Blockbuchstaben)

Unterschrift

Datum

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**Klinische Studien:**  
**Schulterendoprothese AffinisGlenoid**  
Prä- intraoperativ und Entlassung

**Formular A**

Seite 3 von 4

Klinik		Patient Nr.	AI	Initialen		Vorname		Nachname		Geburtsdatum			
--------	--	-------------	----	-----------	--	---------	--	----------	--	--------------	--	--	--

**Intraoperative Daten**

Chirurg  OP-Dauer (min)

Operationsdatum 
Tag
Monat
Jahr

Perioperative Antibiose ☐ ja ☐ nein Antikoagulation ☐ ja ☐ nein

Zugang ☐ deltopektoral ☐ anderer

**Rotatorenmanschette**

<input type="checkbox"/> M. supraspinatus <input type="checkbox"/> M. infraspinatus <input type="checkbox"/> M. teres minor <input type="checkbox"/> M. subscapulari	intakt <input type="checkbox"/> lädiert <input type="checkbox"/> Defektgrösse <span style="border-bottom: 1px solid black; width: 30px;"></span> x <span style="border-bottom: 1px solid black; width: 30px;"></span> mm Defektgrösse <span style="border-bottom: 1px solid black; width: 30px;"></span> x <span style="border-bottom: 1px solid black; width: 30px;"></span> mm Defektgrösse <span style="border-bottom: 1px solid black; width: 30px;"></span> x <span style="border-bottom: 1px solid black; width: 30px;"></span> mm Defektgrösse <span style="border-bottom: 1px solid black; width: 30px;"></span> x <span style="border-bottom: 1px solid black; width: 30px;"></span> mm	rekonstruiert <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
---	---	--

MRT Bilder gemacht präoperativ ☐ ja ☐ nein Röntgen true- a-p gemacht ☐ ja ☐ nein

<b>Semiquantitative Stadieneinteilung nach Goutallier et al</b> <b>(Beurteilung des intramuskulären Fettanteils)</b> Stadium 0 <input type="checkbox"/> kein Fett Stadium 1 <input type="checkbox"/> feine Fettstreifen Stadium 2 <input type="checkbox"/> weniger Fett als Muskel Stadium 3 <input type="checkbox"/> gleich viel Fett wie Muskel Stadium 4 <input type="checkbox"/> mehr Fett als Muskel	<b>Acromialer Abstand nach Walch</b> (true- a-p, stehend, angelegter OA, 0°- Neutralstellung) AHA >7 mm <input type="checkbox"/> günstiges postop Ergebnis AHA 5-7 mm <input type="checkbox"/> schwieriger Verschluss AHA < 5 mm <input type="checkbox"/> kein kompletter Defektschluss möglich
---	--

Bizepssehne intakt ☐ degenerativ verändert ☐ gerissen ☐

Spezieller intraartikulärer Befund:

Zustand Glenoid:

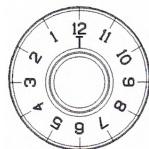
**Prothesenkomponenten :**

Humeruskomponente ☐ zementiert ☐ zementfrei

Konusposition medial – lateral -3 ☐ -2 ☐ -1 ☐ 0 ☐ +1 ☐ +2 ☐ +3 ☐

Glenoid ☐ nicht ersetzt ☐ zementiert

Kopfposition, (Sicht von hinten):



Name des Untersuchers (Blockbuchstaben)	Unterschrift	Datum

**Klinische Studien:**  
**Schulterendoprothese AffinisGlenoid**  
 Prä- intraoperativ und Entlassung

**Formular A**

Seite 4 von 4

	Klinik		Patient Nr.	AI	Initialen	Vorname	Nachname	Geburtsdatum	Tag	Monat	Jahr

*Bitte Zusatzeiketten aus der Implantatverpackung aufkleben*

**Intraoperative Schulterfunktion bei implantierter Prothese** ☐ stabil ☐ luxationsgefährdet

Bewegungsumfang (nach Refixation Subscapularis) Aussonrotation  ° Abduktion  °

Komplikationen intraoperativ ☐ keine ☐ \_\_\_\_\_

**Postoperative Komplikationen**

\*Lokale Komplikationen ☐ keine ☐ Infekt ☐ Hämatom

☐ Wundheilungsstörungen

☐ andere \_\_\_\_\_

falls Therapie, welche \_\_\_\_\_

\*Postoperative Komplikationen ☐ keine ☐ Thrombose \_\_\_\_\_

☐ andere (z.B. HWI, Pneumonie) \_\_\_\_\_

falls Therapie, welche \_\_\_\_\_

Falls Komplikationen aufgetreten sind, unerwünschte Ereignisse Protokoll ausgefüllt ☐ ja ☐ nein

**Postoperatives Prozedere**

Schulter ruhig gestellt ☐ ja ☐ nein wie lange  Tage

Physiotherapie ☐ ja ☐ nein

Entlassungsmedikamente ☐ Antikoagulantien ☐ andere \_\_\_\_\_

Entlassungsdatum Tag Monat Jahr

--	--	--

\* Unerwünschte Ereignisse Protokoll ausfüllen, wenn Hospitalisation verlängert oder eine medikamentöse oder chirurgische Therapie notwendig ist.

Name des Untersuchers (Blockbuchstaben)	Unterschrift	Datum
_____	_____	_____



**Klinische Studien:  
Schulterendoprothese AffinisGlenoid**

Postoperativ

**Formular C**

Seite 1 von 4

Patienten Nr.

Initialen    
Vorname Nachname

Geburtsdatum     
Tag Monat Jahr

**Allgemeines** (Zutreffendes ankreuzen)

**Patientendaten**

Operationsdatum    Untersuchungsdatum     
Tag Monat Jahr Tag Monat Jahr

operierte Schulter ☐ links ☐ rechts Geschlecht ☐ männlich ☐ weiblich

dominierende Seite ☐ links ☐ rechts

**Generell**

Primärdiagnose ☐ primäre Omarthrose ☐ posttraumat. Omarthrose ☐ rheumat. Arthritis  
☐ Fraktur ☐ Tumor ☐ Humeruskopf Nekrose  
☐ Instabilität Arthropathie  
☐ Andere \_\_\_\_\_

Frühere Schulterverletzungen ☐ Keine ☐ Luxation ☐ RM Ruptur  
☐ Fraktur

Knochenqualität ☐ normal ☐ Osteoporose

OP-Zugangsweg ☐ deltopectoral ☐ Deltaspaltung  
☐ Anderer: \_\_\_\_\_

**Prothesenkomponenten**

Glenoidgröße ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4  
Prothesenschaft zementiert ☐ yes ☐ no  
Prothesenschaftgröße ☐ 6 ☐ 7.5 ☐ 9 ☐ 10.5 ☐ 12 ☐ 13.5 ☐ 15  
Prothesenkopfgröße ☐ 39 ☐ 41 ☐ 43 ☐ 45 ☐ 47 ☐ 49 ☐ 51 ☐ 53

Name des Untersuchers (Blockbuchstaben)

Unterschrift

Datum



**Klinische Studien:  
Schulterendoprothese AffinisGlenoid**

Postoperativ

**Formular C**

Seite 2 von 4

Patienten Nr.

Initialen    
Vorname Nachname

Geburtsdatum     
Tag Monat Jahr

<b>Fälle bei denen die Nachuntersuchung nicht möglich war!</b>			
Patient verstorben	<input type="checkbox"/> Ja	Todesursache, wenn bekannt _____	
Keine Nachuntersucht möglich	<input type="checkbox"/> Ja	Grund	<input type="text"/>
Prothese in situ	<input type="checkbox"/> Ja	Befragung:	<input type="checkbox"/> telefonisch <input type="checkbox"/> Patientenakte <input type="checkbox"/> unbekannt

Comments:

**Postoperative complications**

Locale Komplikationen	<input type="checkbox"/> keine	<input type="checkbox"/> Infektion <input type="checkbox"/> Wundheilungsstörung <input type="checkbox"/> Haematom <input type="checkbox"/> Andere _____ Wenn Therapie, welche _____
Postoperative Komplikations	<input type="checkbox"/> keine	<input type="checkbox"/> Thrombose _____ <input type="checkbox"/> Andere (z.B. Pneumonie etc.) _____ Wenn Therapie, welche _____
Komplikationen seit der Implantation	<input type="checkbox"/> keine	<input type="checkbox"/> Infektion <input type="checkbox"/> Dislokation <input type="checkbox"/> Revision * <input type="checkbox"/> Andere _____
		<input type="checkbox"/> RM Läsion <input type="checkbox"/> Arthrofibrose

Name des Untersuchers (Blockbuchstaben)

Unterschrift

Datum

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

# Klinische Studien: Schulterendoprothese AffinisGlenoid

Postoperativ

Formular C

Seite 3 von 4

Patienten Nr.

Initialen    
Vorname Nachname

Geburtsdatum     
Tag Monat Jahr

## Constant-Murley-Score

### A. Aktivitäten des täglichen Lebens

Punkte

#### 1. Pain

☐ keiner (15) ☐ leicht (10) ☐ mässige (5) ☐ starke (0)

#### 2. Arbeitsunfähigkeit

☐ 100% (0) ☐ 75% (1) ☐ 50% (2) ☐ 25% (3) ☐ 0% (4)

#### 3. Freizeit und Sport

☐ uneingeschränkt (4) ☐ eingeschränkt (2) ☐ unmöglich (0)

#### 4. Schlafstörung

☐ keine (2) ☐ ab und zu (1) ☐ regelmässig (0)

#### 5. Maximale Höhe schmerzfreier Armhaltung beim Arbeiten

☐ über Kopfhöhe (10) ☐ Scheitel (8) ☐ Hals (6) ☐ Xiphoid (4) ☐ Taille (2)

### B. Aktiver Bewegungsumfang (sitzend, schmerzfrei)

#### 6. Anteversion (Flexion)

☐ 0° – 30° (0) ☐ 31° – 60° (2) ☐ 61° – 90° (4) ☐ 91° – 120° (6) ☐ 121° – 150° (8) ☐ 151° – 180° (10)

#### 7. Abduction (seitliche Elevation)

☐ 0° – 30° (0) ☐ 31° – 60° (2) ☐ 61° – 90° (4) ☐ 91° – 120° (6) ☐ 121° – 150° (8) ☐ 151° – 180° (10)

#### 8. Aussenrotation (Mehrfachnennungen, max. 10 Punkte)

☐ Nackengriff, Ellbogen weist nach vorne (2) ☐ Nackengriff, Ellbogen weist nach hinten (2)  
☐ Scheitelgriff, Ellbogen weist nach vorne (2) ☐ Scheitelgriff, Ellbogen weist nach hinten (2)  
☐ volle Elevation vom Scheitel ausgehend (2)

#### 9. Innenrotation

☐ Handrücken auf Aussenseite des Oberschenkels (0) ☐ Handrücken auf Gesäss (2)  
☐ Handrücken auf lumbosacralem Übergang (4) ☐ Handrücken auf Gürtellinie (6)  
☐ Handrücken auf 12. Brustwirbel (Th12) (8) ☐ Handrücken zwischen Schulterblätter (Th7) (10)

#### 10. Kraftmessung (max. 25 P.)

(12kg am Deltoideusansatz bei 90° Abduktion im Sitzen über 3 Sek. in Scapulaebene = 25 Punkte)

☐ 0 – 1kg (1) ☐ 2 – 3kg (5) ☐ 4 – 5kg (9) ☐ 6 – 7kg (13)  
☐ 8 – 9kg (17) ☐ 10 – 11kg (21) ☐ 12kg and more (25)

#### Total Score (max. 100 Punkte)

Einfluss anderer Erkrankungen auf diesen Score

☐ nein ☐ ja, welche

\_\_\_\_\_

Name des Untersuchers (Blockbuchstaben)

Unterschrift

Datum

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## Klinische Studien: Schulterendoprothese AffinisGlenoid

Postoperativ

**Formular C**

Seite 4 von 4

Patienten Nr.

Initialen

Vorname      Nachname

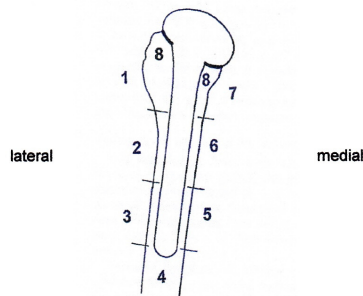
Geburtsdatum

Tag      Monat      Jahr

### Radiologische Untersuchung

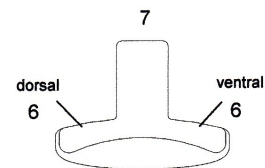
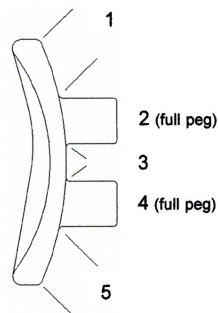
*Radiolucent lines zwischen Zement oder Knochen und der Schaftkomponente*

Zone 1
Zone 2
Zone 3
Zone 4
Zone 5
Zone 6
Zone 7
Zone 8 medial
Zone 8 lateral



*Radiolucent lines zwischen Knochen Zement der Glenoidkomponente*

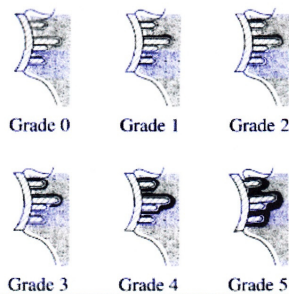
Zone 1
Zone 2
Zone 3
Zone 4
Zone 5



Zone 6, dorsal
Zone 6, ventral
Zone 7

### Gradeinteilung der Radiolucent lines nach Lazarus

- ☐ Grade 0    ohne Radiolucent lines
- ☐ Grade 1    nicht vollständigen Radiolucent line um einen oder 2 Zapfen
- ☐ Grade 2    mit kompletter RLL um einen Zapfen mit unter oder gleich 2mm Stärke ohne andere Zapfenbeteiligung oder mit unvollständiger RLL
- ☐ Grade 3    komplette RLL um 2 Zapfen oder mehr unter oder gleich 2mm Stärke
- ☐ Grade 4    komplette RLL um 2 Zapfen oder über 2mm Stärke
- ☐ Grade 5    komplette Lockerung



Name des Untersuchers (Blockbuchstaben)

Unterschrift

Datum

#### 9.4. Lebenslauf

Name : Maik Andreas Braunke  
Geburtsdatum/-ort : 04.01.1975 in Friedrichroda  
Familienstand : ledig, 2 Kinder

##### Schulbildung :

1981 - 1991 Polytechnische Oberschule „Theodor Neubauer“ Tabarz  
1991 - 1994 Ludwig-Ehrhardt-Gymnasium Eisenach, Schulteil IV Seebach  
1994 Abschluss: Abitur

##### Zivildienst :

1994-95 Inselsberg-Klinik Tabarz, Onkologische Rehabilitation in der Krankenpflege und Physiotherapie

##### Hochschulausbildung :

10/1996 Studium der Medizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena  
1999 Ärztliche Vorprüfung  
2000 1. Ärztliche Prüfung  
2002 2. Ärztliche Prüfung  
2003 3. Ärztliche Prüfung

##### Berufliche Daten :

7/2004 - 6/2005 Assistenzarztstelle in der Abteilung für Chirurgie im Spital Menziken (CH)  
4/2005 - 9/2006 Assistenzarzt in der Abteilung für Chirurgie und Orthopädie im Kreisspital für das Freiamt in Muri (CH)  
11/2005 Schweizer Basisexamen Chirurgie

1/2006 - 3/2008	Assistenzarztstelle an der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungs-Chirurgie des St. Georg Klinikum Eisenach
4/2008 - 7/2008	Allgemeinarztpraxisvertretung in Auw (CH)
seit 8/2008	Assistenzarztstelle an der Orthopädischen Klinik des Marienstifts Arnstadt

Waltershausen, den 01.08.2014

Maik A. Braunke

## **9.5. Danksagung**

Mein Dank gilt zuerst Herrn Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Gunther O. Hofmann für die Ermöglichung dieser Dissertation und die jederzeit gewährte Unterstützung.

Spezieller Dank gebührt Herrn Prof. Dr. med. U. Irlenbusch für die Betreuung vor Ort, der stets für den nötigen Rückhalt sorgte und die Durchführung dieser Arbeit mit seiner Hilfe bei allen fachlichen und methodischen Fragen begleitete.

Ein ganz besonderer Dank gebührt meiner Familie, die mir durch ihre Unterstützung den nötigen Freiraum arrangierte und mir jederzeit mit Rat zur Seite stand.

## **9.6. Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist, ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind, die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde, mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Gunther O. Hofmann sowie Herr Prof. Dr. med. U. Irlenbusch und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Weder für mich noch ein Mitglied meiner Familie bestand ein Interessenkonflikt gegenüber der Firma Mathys. Lediglich die statistische Untersuchung wurde durch die Firma Mathys finanziert.

Waltershausen, 01.08.2014

Maik Andreas Braunke